

# Elektronički dozimetrijski detektorski sustav za vremenski razlučiva mjerenja impulsnih polja ionizirajućega zračenja

---

Pavelić, Luka

Doctoral thesis / Disertacija

2021

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Zagreb, Faculty of Electrical Engineering and Computing / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet elektrotehnike i računarstva**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:168:510695>

*Rights / Prava:* [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-07-16**



*Repository / Repozitorij:*

[FER Repository - University of Zagreb Faculty of Electrical Engineering and Computing repository](#)





Sveučilište u Zagrebu  
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

LUKA PAVELIĆ

**ELEKTRONIČKI DOZIMETRIJSKI DETEKTORSKI  
SUSTAV ZA VREMENSKI RAZLUČIVA MJERENJA  
IMPULSNIH POLJA IONIZIRAJUĆEGA ZRAČENJA**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2021.



Sveučilište u Zagrebu  
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

LUKA PAVELIĆ

**ELEKTRONIČKI DOZIMETRIJSKI DETEKTORSKI  
SUSTAV ZA VREMENSKI RAZLUČIVA MJERENJA  
IMPULSNIH POLJA IONIZIRAJUĆEGA ZRAČENJA**

DOKTORSKI RAD

Mentori:  
prof. dr. sc. Igor Lacković, dr. sc. Marija Surić Mihić

Zagreb, 2021.



University of Zagreb  
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMPUTING

LUKA PAVELIĆ

**ELECTRONIC DOSIMETRIC DETECTOR SYSTEM  
FOR TIME-RESOLVED MEASUREMENTS OF  
PULSED IONIZING RADIATION FIELDS**

DOCTORAL THESIS

Supervisors:  
Professor Igor Lacković, PhD, Marija Surić Mihić, PhD

Zagreb, 2021

Doktorski rad izrađen je na Institutu za medicinska istraživanja i medicinu rada i Sveučilištu u Zagrebu, Fakultetu elektrotehnike i računarstva, na Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija.

Mentori: prof. dr. sc. Igor Lacković, dr. sc. Marija Surić Mihić

Doktorski rad ima 105 stranica.

Doktorski rad br.: \_\_\_\_\_

## O mentorima

**Igor Lacković** redoviti je profesor Fakulteta elektrotehnike i računarstva Sveučilišta u Zagrebu. Na FER-u je diplomirao industrijsku elektroniku 1996., magistrirao je 1999. i doktorirao 2004. Od 1996. radi na Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija FER-a. Bavi se elektroničkom instrumentacijom i biomedicinskim inženjerstvom posebice analizom bioloških signala, impedancijskom spektroskopijom, matematičkim modeliranjem bioelektričnih pojava te istraživanjem utjecaja jakog električnog polja na stanice i tkiva. Autor ili koautor je više od 60 znanstvenih publikacija u časopisima i zbornicima znanstvenih skupova. Sudjelovao je u brojnim istraživačkim projektima koje je financiralo Ministarstvo znanosti i obrazovanja Republike Hrvatske te u nizu međunarodnih projekata Europske komisije, uključujući FP7, H2020, COST i Tempus. Srebrnom plaketom "Josip Lončar" FER-a nagrađen je za istaknuti magistarski rad, te za istaknutu doktorsku disertaciju, a nagradu FER-a "Roberto Giannini" za izvrsnost u nastavi dobio je 2007. Godine 2005. dodijeljena mu je nagrada "Vera Johanides" Akademije tehničkih znanosti Hrvatske. Predsjednik je Hrvatskog društva za biomedicinsko inženjerstvo i medicinsku fiziku, te član je izvršnog odbora Međunarodne federacije za medicinsko i biološko inženjerstvo (IFMBE).

**Marija Surić Mihić** je rođena u Zagrebu 1974. godine. Diplomirala je i doktorirala u polju fizike na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Od 2002. do 2005. godine radi na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu, a zatim do veljače 2021. na Institutu za medicinska istraživanja i medicinu. Od ožujka 2021. zaposlena je u Ministarstvu unutarnjih poslova, Ravnateljstvu civilne zaštite, Sektoru za radiološku i nuklearnu sigurnost. Izabrana je u znanstveno zvanje viši znanstveni suradnik. Sudjelovala je na 4 nacionalna znanstvena projekta, nekoliko međunarodnih projekata, jednom projektu u sklopu HORIZON 2020 EURATOM programa i nekoliko internih projekata Instituta za medicinska istraživanja i medicinu rada. Objavila je više od 80 znanstvenih i stručnih radova u časopisima i zbornicima konferencija u području medicinske fizike, zaštite od ionizirajućeg zračenja i dozimetrije ionizirajućeg zračenja. Dr.sc. Marija Surić Mihić članica stručnih društava Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, Hrvatsko društvo za biomedicinsko inženjerstvo i medicinsku fiziku i EURADOS. Angažirana je kao ekspert Hrvatske akreditacijske agencije te potvrđeni stručnjak za zaštitu od ionizirajućeg zračenja.

## About the Supervisors

**Igor Lacković** is Full Professor at the University of Zagreb, Faculty of Electrical Engineering and Computing, Zagreb, Croatia. He received his Dipl.-Ing. degree in Electrical Engineering in 1996 from the University of Zagreb. From the same university he received his M.Sc. degree in 1999, and his Ph.D. degree in 2004 both in Electrical Engineering. Since 1996 he is with the Department of Electronic Systems and Information Processing at the University of Zagreb Faculty of Electrical Engineering and Computing. Dr Lacković's main research interests are in the field of electronic instrumentation and biomedical engineering with a special focus on biomedical signal processing, bioimpedance spectroscopy, modelling of bioelectric phenomena and investigation of electric field interaction with biological cells and tissues. Dr Lacković is author of more than 60 publications including textbooks, chapters, journal articles and conference papers. He took part in a number of research projects financed by the Ministry of Science and Education of the Republic of Croatia and in a number of international projects of the European Commission including FP7, H2020, COST and Tempus. He was awarded the FER "Josip Lončar" silver plaque for his outstanding master's thesis and for his outstanding doctoral dissertation, and he received the FER "Roberto Giannini" award for excellence in teaching in 2007. In 2005, he was awarded the "Vera Johanides" award from Croatian Academy of Engineering. Dr Lacković is the president of Croatian Biomedical Engineering and Medical Physics Society and a member of the Administrative Council of the International Federation for Medical and Biological Engineering.



**Marija Surić Mihić** was born in Zagreb in 1974. She graduated and got her PhD in physic at University of Zagreb, Faculty of science. From 2002 till 2005 she was employed at University of Zagreb, School of medicine and from 2005 till February 2021 at the Institute for medical research and occupational health. Since march 2021 she works at Sector for radiological and nuclear safety of the Civil protection directorate, Ministry of the interior. She was elected to the scientific title of senior research associate. Dr Marija Surić Mihić participated in 4 national research projects, several international projects, one project within HORIZON 2020 Euratom programme and several internal projects financed by the Institute for medical research and occupational health. She is an author or a co-author of more than 80 scientific or professional papers in journals or conference proceedings in field of medical physics, radiation protection and dosimetry. Dr Marija Surić Mihić is a member of professional societies Croatian Radiation Protection Association, Croatian Biomedical Engineering and Medical Physics Society and EURADOS. She is engaged as an expert for Croatian Accreditation Agency and recognised radiation protection expert.

## **Zahvala**

*Zahvaljujem se mentoru prof. dr. sc. Igoru Lackoviću na kontinuiranom razumijevanju i poticanju tijekom doktorskog studija. Vaši konstruktivni stručni savjeti i znanje koje ste mi prenijeli bili su mi i ostaju velika pomoć u radu.*

*Zahvaljujem se mentorici dr. sc. Mariji Surić Mihić na stručnim savjetima koji su mi bili izuzetno vrijedni tijekom izrade doktorske disertacije. Hvala Vam što ste vjerovali u mene, zalagali se za mene i čuvali mi leđa kada je to bilo potrebno.*

*Zahvaljujem se svome šefu, dr. sc. Ivici Prliću na podršci, velikom ukazanom povjerenju i vatrenom čeličenju. Također, zahvaljujem se kolegama na stvaranju ugodne radne atmosfere te što ste bili kolegijalni, a ne kolegi jalni.*

*Zahvaljujem se prof. dr. sc. Damiru Bosnaru uz kojeg sam zavolio nuklearnu instrumentaciju. Hvala vam na dugogodišnjoj podršci, povjerenju i suradnji čime ste mi omogućili da ostanem u znanosti.*

*Zahvaljujem se prof. dr. sc. Mihaelu Makeku uz čiju suradnju sam stekao praktična znanja o novim tehnologijama detektora ionizirajućeg zračenja te stvorio temelje za stvaranje koncepta ovog doktorskog istraživanja.*

*Zahvaljujem se svim prijateljima i prijateljicama na razumijevanju i moralnoj podršci.*

*Najveću zahvalnost upućujem svojoj obitelji, majci Ružici i ocu Damiru, djedu i baki, sestrama i teti Vesni na bezuvjetnoj ljubavi, podršci i vjeri u mene. Bez vas, ovaj doktorat bi mi bio neostvariv kao i brojni drugi uspjesi.*

## Sažetak

Većina modernih elektroničkih generatora ionizirajućeg zračenja radi u impulsnom načinu rada ili koristi kratke ekspozicije trajanja do deset sekundi što ih svrstava u impulsne izvore zračenja. Donedavno je većina elektroničkih dozimetara bila konstruirana isključivo za mjerenje kontinuiranih izvora zračenja. Istraživanja radnih značajki elektroničkih dozimetara u impulsnim poljima u posljednjih deset godina pokazala su ozbiljne nedostatke u smislu točnosti, vremenske rezolucije i energijskog odziva. U ovom radu predložena je arhitektura elektroničkog dozimetrijskog detektorskog sustava koja omogućuje vremenski razlučivo mjerenje ambijentalnog doznog ekvivalenta  $H^*(10)$  i brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta  $dH^*(10)/dt$  u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja s naglaskom na izvore prisutne u medicini. U tu svrhu izrađen je scintilacijski detektor s kristalom natrijeva jodida dopiranog talijem i silicijskim fotomultiplikatorom. Monte Carlo simulacijom transporta čestica kroz tvari za detektor razvijena je inovativna metoda energijske kompenzacije uporabom energijskog kompenzacijskog filtra. Njegova uporaba omogućuje integraciju izlaznog signala detektora što je rezultiralo povećanjem dinamičkog raspona za faktor 70 u odnosu na slične mjerne instrumente. Detektorski je sustav karakteriziran i validiran eksperimentalno uz impulsnu pobudu rendgenske cijevi i u snopu i za raspršeno zračenje, pri čemu je prikazana visoka razlučivost mjerenja ambijentalnog doznog ekvivalenta i njezine brzine. Postignuta vremenska razlučivost predstavlja poboljšanje za tri reda veličine u odnosu na trenutno komercijalno dostupne dozimetre.

**Ključne riječi:** Dozimetrija zračenja, impulsna polja ionizirajućeg zračenja, detektori ionizirajućeg zračenja, scintilacijski detektori, Monte Carlo simulacije

# **Electronic Dosimetric Detector System for Time-resolved Measurements of Pulsed Ionizing Radiation Fields**

Exposure of humans to ionizing radiation comes from natural (soil, water, vegetation, cosmos) and anthropogenic (radiation generators, man-made radionuclides) sources. The routes of the exposure are external, where the radiation source is located out of the body, and internal where the body is contaminated with radioactive substances via inhalation, ingestion or through the skin or a wound. The interaction of ionizing radiation with the human body can cause biological effects whose nature and severity depends on various factors such as radiation quality (type and energy of a radiation source), received dose, dose rate, exposure conditions, etc. In the low dose range, health effects are probabilistic in nature, with no threshold and the frequency of incidence increases with the radiation dose. Opposite to those stochastic effects, deterministic effects occur at high doses, above a certain threshold level.

For radiation protection purposes, the people and area in the vicinity of ionizing radiation sources need to be monitored. The measurements of external dose and dose rates are used to estimate doses to radiation workers or the public and to evaluate the effectiveness of undertaken radiation protection measures. The radiation monitoring of workers or area is as an integral part of any radiation protection programme. Among other purposes, it is used to demonstrate compliance with the legal dose limits and the application of the ALARA (as low as reasonably achievable) principle, for retrospective epidemiological studies, to demonstrate that radiation protection principles are being followed, etc. Therefore, the accuracy of dosimetric measurements and selection of an adequate measuring instrument is crucial. The medical sector hosts one of the most prominent and dominant workplaces where workers are exposed to ionizing radiation. A big part of ionizing radiation generators used in medical imaging (for diagnostic and interventional purposes) and radiotherapy equipment, operate in pulsed regime where the radiation is delivered in pulse trains. Other ionizing radiation generators that do not utilize the pulsed regime are also considered to be pulsed sources if the exposure time is shorter than ten seconds, which is generally the case. Pulsed ionizing radiation can also be found in other areas such as non-destructive testing, research, etc.

Radiation exposure is monitored with dosimeters, which were up to recently designed only for measurements of continuous radiation fields. Investigations of dosimeter performance in pulsed fields has shown that most electronic dosimeters had poor performance and serious underestimations were likely to occur.

This thesis describes a novel electronic dosimetric detector system for high resolution, time-resolved measurements of ambient dose equivalent and ambient dose equivalent rate in pulsed ionizing radiation fields that overcomes the deficiencies of currently available commercial meters.

Thesis contains theoretical overview that is given after introduction. It includes description of ionizing radiation, interaction of ionizing radiation with matter, principles and methods in dosimetry and radiation detection, pulsed radiation fields and Monte Carlo simulations of particle transport through matter in Geant4.

Following the theoretical overview, a review of current research dealing with dosimeter performance and new achievements is presented. Special attention is given to dosimeter performance in pulsed fields of ionizing radiation where serious concerns were raised, mainly related to dosimeter accuracy and likelihood of serious underestimation of measured dose.

Then measurement problem in pulsed fields is investigated in depth. Most of commercially available dosimeters operates as counting instruments where single logic pulse is counted per detected event. Diode pump equivalent circuitry or algorithm is then used to obtain a dose rate. To obtain a statistically significant measurement of the dose rate, time constant of circuitry or algorithm is selected to be long enough to obtain statistically significant measurement, and it is directly correlated to the time response of the dosimeter. Response time of a six commercially available dosimeters was compared and was between 1 s to 60 s. Conclusion is drawn that for measurement of pulsed fields of ionizing radiation detector should have much lower time constant that can be achieved by boosting detector sensitivity and shortening or eliminating detector dead time.

In section V of the thesis (dealing with materials and methods), a detector system is presented whose goal was to overcome deficiencies of commercially available dosimeters. Detector system is based on Thallium doped Sodium Iodide (NaI(Tl)) scintillation crystal. After an absorption of ionization radiation quanta, scintillator crystals emit optical photons whose number is proportional to the energy of absorbed incident radiation. These optical photons are then detected with silicon photomultiplier (SiPM). SiPMs are semiconductor detectors comprised of a high-density matrix of Geiger-mode-operated avalanche photodiodes also known as SPAD (single-photon avalanche photodiode). Every SPAD is coupled with a quenching resistor and together, everything is implemented on a silicon substrate. In response to the absorption of a photon, every fired SiPM cell contributes with the production of a pulse several tens of nanoseconds long, containing  $10^5$  to  $10^6$  electrons.

Signal from SiPM is fed to the fast non-inverting amplifier and through the 50 ohm terminated transmission line brought to digital oscilloscope with 24 Mpts of memory for offline analysis.

In order to measure ambient dose equivalent correctly for a wide range of incident photon energies, the detector should have a specific energy response that coincides with the measurement quantity. The traditional way of tailoring the energy response of scintillation detectors is to perform an electronic weighting of pulses from individual photons according to the pulse height, which is proportional to the incident photon energy. The problem with this approach arises in case of pulse pile-up when the signal is mistaken for one generated by a single higher energy photon, thus having an opposite effect. Furthermore, when pulse counting is used, the pulse pile-up effect also causes dead-time because the contributions from individual events cannot be separated, which limits the use of the instrument to low dose rates where probability of pulse pile-up is lower.

In contrast to the former solution, developed detector employs novel energy compensation filter for a scintillation crystal to tailor the energy response. The filter attenuates incident photons at energies where the crystal response to ambient dose equivalent is higher, and by doing so, flattens the energy response.

This method banishes the need for a complex electronic weighting of individual pulses and enables simple pulse integration. If pulse integration is used, the individual pulses are not counted nor the individual pulses need to be differentiated by pulse height, which brings the benefit of system being unsusceptible to pulse pile-up. This translates into “no dead-time” which drastically increases the dynamic range of the detector.

The energy compensation filter was developed by means of Monte Carlo simulations in Geant4. First, the simulation is validated through calculation of ambient dose equivalent per photon fluence factors for spectrum of energies. After successful validation of the simulation, energy response of a scintillator was obtained, and through an iterative process, an energy compensation filter was designed. For the NaI(Tl) crystal and its geometry, several filter designs that produce satisfactory energy response (according to IEC standards) are discovered.

In an effort to obtain a basic calibration of our detector, the survey meter STEP (Sensortechnik und Elektronik Pockau GmbH) OD-02 that employs the ionization chamber, was used as the reference instrument. Survey meter OD-02 does not have capability to measure the ambient dose equivalent nor its rate for a single short pulse, but in the dose integration mode, it was suitable for measurement of the total ambient dose equivalent during exposure

longer than 500 ms. This information is used to calibrate total ambient dose equivalent measured by developed SiPM detector system.

To carry out the analysis of raw signals the programs were written in ROOT programming framework.

In the first step, the data was decoded and dc offset was subtracted. Dc offset was calculated by averaging first 1000 samples of the measured signal while the X-ray generator was turned off.

In the second step, the signal was integrated to obtain the dose information in the time domain for the total number of samples and the calibration was applied.

In the third step, the dose data recovered in the second step was derived in time with a 1 ms time window. Its length was chosen taking into account a scintillation decay time of a NaI(Tl) crystal which is in the range of 1  $\mu$ s. In this case, it is a limiting factor and determines the maximum time resolution that can be achieved.

Measurements of the dose and the dose rate were performed by irradiating the SiPM detector with 80 keV MinXray-100SS X-ray generator working in pulsed regime. Prior to the measurements, the X-ray unit was tested and characterized with a quality assurance meter (RTI Black Piranha 657), where the pulse frequency of 50 Hz with the pulse width of 10 ms was measured.

Two main sets of measurements were performed, in-beam and in scattered radiation. For scattered radiation measurements, X-ray unit and detectors (SiPM and reference) were in adjacent rooms to simulate realistic conditions of area survey in the vicinity of the ionizing radiation source.

Finally, section VI brings the results of time-resolved measurements for both in-beam and scattered radiation where it is showed that pulsed ionizing radiation was successfully measured with 1 ms time resolution. Best resolution of ambient dose equivalent and ambient dose equivalent rate were obtained for measurements of scattered radiation due to more sensitive analogue to digital converter range. The obtained resolution for the dose measurements is 1 pSv and for the dose rate measurement 10 nSv/h. Such a high dose resolution is not particularly useful on its own; it is a by-product of the single-photon sensitivity of the detector, which is important for high time resolution dose rate measurements.

Section VI also brings the measurements results of dose rate response where dynamic range of the instrument is investigated. A wide range of dose rates (from 100 to 1250 mSv/h) was produced by varying the detector distance from the source from 580 cm to 150 cm in 50-cm

intervals. The data was calibrated and normalized using the in-beam measurement with the maximum dose rate of a 100 mSv/h in accordance with the IEC TS 63050:2019 standard.

The SiPM detector system showed satisfactory response in compliance with the IEC standard up to 700 mSv/h.

Among measurement results, results of Monte Carlo simulations were also presented including validation of simulations, energy response of a detector without and with developed energy compensation filters.

At the end of the chapter, measurement uncertainty is discussed.

Achieved time resolution of 1 ms for both ambient dose equivalent and ambient dose equivalent rate represents a significant improvement of time resolution for three orders of magnitude when compared to commercial meters which require continuous exposure of more than several seconds to perform a reliable reading.

Development of a novel energy compensation filter for scintillation detectors enabled dead-time-less measurement and thus it has increased the dynamic range of the system. Its use enabled measurements of ionizing radiation from low rates of hundred nSv/h (which are comparable to the natural background radiation) up to higher levels up to 700 mSv/h and thus represent an improvement of dynamic range for factor 70 when compared to previous research achievements.

With regard to further development, a design of a similar SiPM based detector coupled to a plastic scintillator is suggested for which better time resolution and energy response are expected.

**Keywords:** Radiation dosimetry, pulsed ionizing radiation fields, ionizing radiation detectors, scintillation detectors, Monte Carlo simulations



# Sadržaj

1	UVOD .....	1
2	TEORIJSKI PREGLED .....	4
2.1	Ionizirajuće zračenje.....	4
2.1.1	Zakočno zračenje ( <i>Bremsstrahlung</i> ) .....	5
2.1.2	Karakteristično rendgensko zračenje .....	5
2.1.3	Gama zrake nakon beta raspada .....	5
2.1.4	Anihilacijsko zračenje .....	7
2.2	Interakcija fotonskog ionizirajućeg zračenja s materijom.....	7
2.2.1	Fotoelektrični efekt .....	8
2.2.2	Comptonovo raspršenje.....	9
2.2.3	Tvorba para .....	10
2.3	Načela, mjerne veličine i mjerne jedinice u osobnoj i ambijentalnoj dozimetriji .....	11
2.4	Dozimetrijska instrumentacija .....	18
2.5	Detektori zračenja u dozimetriji .....	23
2.5.1	Plinski detektori.....	23
2.5.2	Scintilacijski detektori.....	27
2.5.3	Poluvodički detektori .....	30
2.6	Impulsna polja ionizirajućeg zračenja i njihovi generatori .....	36
2.7	Monte Carlo simulacije i Geant4.....	39
3	PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA .....	42
3.1	Tehničke značajke postojećih dozimetara .....	42
3.2	Nova postignuća .....	45
4	PROBLEM MJERENJA U IMPULSNIM POLJIMA IONIZIRAJUĆEG ZRAČENJA .....	49
5	MATERIJALI I METODE .....	54
5.1	Detektor .....	54
5.1.1	Scintilacijski kristal .....	54
5.1.2	Silicijski fotomultiplikator .....	57
5.1.3	Konstrukcija .....	59
5.2	SiPM signal i pojačalo .....	60
5.3	Energijska kompenzacija scintilacijskog kristala .....	64
5.4	Umjeravanje.....	69
5.5	Akvizicija mjerenja, izračun doze i brzine doze.....	71
5.6	Mjerenja impulsnog rendgenskog zračenja .....	75
6	REZULTATI.....	78
6.1	Vremenski razlučiva mjerenja .....	78
6.2	Odziv na brzinu doze.....	81

6.3	Monte Carlo simulacije .....	84
6.4	Mjerna nesigurnost .....	89
7	RASPRAVA.....	90
8	Zaključak.....	94
	Životopis.....	102
	Literatura .....	96

# 1 UVOD

Ionizirajuće zračenje je zračenje, u obliku fotona ili masenih čestica, dovoljne energije da proizvede ionizacije u materiji s kojom međudjeluje. Izloženost ljudi ionizirajućem zračenju potječe iz prirodnih (zemlja, voda, vegetacija, svemir) i antropogenih izvora (generatori zračenja, umjetno proizvedeni radionuklidi). Izloženost može biti vanjska, gdje je izvor zračenja smješten izvan tijela, i unutarnja gdje je tijelo kontaminirano radioaktivnim tvarima udisanjem (inhalacija), gutanjem (ingestija), putem kože ili rane. Interakcija ionizirajućeg zračenja sa živom tvari uzrokuje biološke efekte čija priroda i ozbiljnost ovise o različitim faktorima kao što su kvaliteta (tip i energija) zračenja, primljena doza, brzina primljene doze, te trajanje i uvjeti izloženosti [1]. U području niskih doza (do 100 mGy [2]) i niskih brzina doze (do 5 mGy/h [2]), učinci na zdravlje su vjerojatnosne prirode i bez određenog praga, no vjerojatnost njihove pojave raste s primljenom dozom zračenja [3]. Za razliku od tih stohastičkih efekata, deterministički efekti javljaju se pri višim dozama, nakon određenog praga. U cilju optimizacije zaštite od zračenja, izloženost ljudi i razine ionizirajućeg zračenja u prostoru u okolini izvora zračenja moraju se redovno nadzirati. Mjerenja operativnih doznih veličina (ambijentalni dozni ekvivalent i brzina ambijentalnog doznog ekvivalenta) koriste se za procjenu doza koju su primili ili bi mogli primiti izloženi radnici (osobe profesionalno izložene zračenju) ili opća populacija [4] od vanjskih izvora zračenja, te kako bi se ocijenila učinkovitost već poduzetih mjera radiološke zaštite. Pri procijeni doze, osim mjerenja operativnih veličina, potrebno je procijeniti vrijeme izloženosti radnika odnosno populacije te se u obzir uzimaju i atenuacijski učinci zaštitnih sredstava i drugi relevantni parametri. Radiološki nadzor radnika i prostora sastavni je dio programa zaštite od zračenja. Između ostalog, koristi se kako bi se pokazalo poštivanje zakonski propisanih granica doze, primjena ALARA (engl. *as low as reasonably achievable*) načela [5], optimizaciju radiološke zaštite, za retrospektivne epidemiološke studije i druga znanstvena istraživanja [6]. Stoga je iznimno važna točnost dozimetrijskih mjerenja i odabir prikladnog mjernog instrumenta.

Približno 75 % profesionalne izloženosti antropogenim izvorima ionizirajućeg zračenja nalazi se u medicinskom sektoru [7]. Velik broj generatora ionizirajućeg zračenja koji se koriste za medicinsko oslikavanje (u svrhu dijagnostike ili intervencijskih postupaka) i radioterapijskih uređaja, rade u impulsnom načinu u kojemu je zračenje isporučeno u nizu kratkih impulsa. Drugi se generatori zračenja koji ne koriste ovaj način rada također smatraju impulsnim izvorima ako im je vrijeme ekspozicije kraće od deset sekundi [8], što je najčešće slučaj.

Impulsno ionizirajuće zračenje također je karakteristika rada generatora koji se koriste i u drugim granama kao što su nerazorna ispitivanja u industriji, poslovi vezani uz sigurnost, fizika, kristalografija i biologija.

Izloženost ljudi ionizirajućem zračenju mjeri se dozimetrima zračenja koji su donedavno bili dizajnirani samo za mjerenja kontinuiranog zračenja, iako se u praksi također koriste i za mjerenja impulsnih polja ionizirajućeg zračenja.

Doktorski rad obuhvaća pregled dosadašnjih istraživanja koja uključuju ispitivanja tehničkih značajki dozimetara i razvoj novih tehnoloških rješenja. Tijekom pregleda literature uočeno je kako većina komercijalno dostupnih elektroničkih osobnih i ambijentalnih dozimetara posjeduje nezadovoljavajuće karakteristike vremenskog odziva i odziva na brzinu doznih ekvivalenata pri mjerenju impulsnih polja ionizirajućeg zračenja. Tako se lako mogu dogoditi ozbiljna i neprihvatljiva podcjenjivanja u procjeni primljene doze [9]. Tek je 2019. godine objavljena IEC norma [10] koja po prvi put propisuje zahtjeve na tehničke značajke dozimetara koji se koriste za mjerenja u impulsnim poljima. U sklopu disertacije identificiran je, i matematički opisan, problem mjerenja u impulsnim poljima. Predložen je i razvijen novi, originalni elektronički dozimetrijski detektorski sustav za mjerenje ambijentalnog doznog ekvivalenta i brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta, koji se temelji na scintilacijskom kristalu i silicijskom fotomultiplikatoru. Detektorski sustav adresira mjeriteljski problem uporabom originalnog energijskog kompenzacijskog filtra za scintilacijske detektore čime je omogućena analiza detektorskog signala metodom integracije. Uporaba metode integracije signala rezultirala je mjernim sustavom bez mrtvog vremena što imalo pozitivan učinak na dinamički raspon mjerenja. Neprisutnost mrtvog vremena te visoka osjetljivost mjernog sustava omogućila je vremenski razlučiva mjerenja impulsnog ionizirajućeg zračenja. Detektorski je sustav verificiran mjerenjima u snopu impulsnog generatora rendgenskog zračenja kao i izvan snopa mjereći raspršeno zračenje.

Prvo poglavlje disertacije ("Uvod") uvodi nas u područje zaštite od zračenja i ukratko opisuje temeljna načela i dozimetrijske metode. Istaknuta je rasprostranjenost impulsnih polja ionizirajućeg zračenja, osobito u medicini i industriji, te da su komercijalni dozimetri primarno dizajnirani za mjerenja u kontinuiranim poljima ionizirajućeg zračenja. Ukratko je predstavljen koncept detektorskog dozimetrijskog sustava za vremenski razlučiva mjerenja u impulsnim poljima koji je razvijen u sklopu doktorskog rada te su naglašena inovativna rješenja koja su omogućila njegov rad.

Drugo poglavlje (“Teorijski pregled”) opisuje izvore ionizirajućeg zračenja kao i procese njegove interakcije s materijom. Zatim su opisana načela, mjerne veličine i mjerne jedinice u osobnoj i ambijentalnoj dozimetriji, dozimetrijska instrumentacija i korišteni tipovi detektora. Definirana su i impulsna polja ionizirajućeg zračenja te opisane Monte Carlo simulacije transporta čestica kroz materiju i Geant4 softverska platforma koja je korištena za simulacije u doktorskom radu.

Dosadašnja istraživanja predstavljena su u obliku pregleda literature u trećem poglavlju (“Pregled dosadašnjih istraživanja”). Poglavlje je podijeljeno na dva dijela: tehničke značajke postojećih dozimetara unutar kojega su uočeni nedostaci postojećih tehnologija te nova postignuća.

U četvrtom poglavlju (“Problem mjerenja u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja”) opisan je način rada brojačkih dozimetara te su tablično prikazana vremena odziva za neke od komercijalno dostupnih uređaja. Definiran je i matematički opisan problem mjerenja u impulsnim poljima te mrtvo vrijeme u mjerenju iz čega su izvedene smjernice za razvoj novog detektorskog sustava kojim se bavi doktorski rad.

Peto poglavlje (“Materijali i metode”) opisuje arhitekturu detektorskog sustava i zasebno analizira svaki njegov element. U poglavlju je predstavljena metoda energijske kompenzacije scintilacijskog kristala uporabom Monte Carlo simulacije transporta čestica kroz materiju. Opisana je i metoda umjeravanja detektorskog sustava, akvizicija mjerenja i izračun ambijentalnog doznog ekvivalenta i brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta. Karakteriziran je impulsni rendgenski generator i opisani su mjerni postavi.

U šestom poglavlju (“Rezultati”) prikazani su rezultati za mjerenja ambijentalnog doznog ekvivalenta i brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta u snopu i izvan snopa impulsnog rendgenskog uređaja (mjerenja raspršenog zračenja). Isto su tako prikazana mjerenja odziva na brzinu doze i raspravljena je mjerna nesigurnost.

Sedmo poglavlje (“Rasprava”) sadrži raspravu u kojoj je doktorsko istraživanje stavljeno u kontekst dosadašnjih istraživanja u području dozimetrijske instrumentacije, a postignuti su rezultati uspoređeni s komercijalno dostupnim dozimetrima i instrumentacijom razvijenom u znanstvenoj zajednici. Dane su preporuke za mjerenja u impulsnim poljima i prijedlozi za nastavak istraživanja.

Konačno, osmo poglavlje (“Zaključak”) donosi zaključke i ostvareni znanstveni doprinos.

Doktorski rad još sadrži životopis autora i popis literature.

## 2 TEORIJSKI PREGLED

### 2.1 Ionizirajuće zračenje

Zračenje, ovisno o sposobnosti da proizvede ionizaciju u materiji kroz koju prolazi, dijelimo na ionizirajuće i neionizirajuće. Energija ionizacije atoma definirana je kao minimalna energija potrebna za izbacivanje valentnog elektrona, a uobičajeno se izražava u eV. Vrijednost energije ionizacije kreće se od nekoliko eV (~4 eV za alkalijske metale) sve do 24,6 eV za helij (plemeniti plin) [11]. Minimalne ionizacijske energije kisika i dušika jesu 13,6 eV odnosno 14,5 eV, dok srednja energija potrebna za stvaranje ionskog para u suhom zraku iznosi oko 35 eV [12]. Neionizirajuće zračenje ne može proizvesti ionizacije u materiji jer je energija pojedinačne čestice ili kvanta zračenja niža od energije ionizacije atoma ili molekule apsorbenta. Neki su primjeri neionizirajućeg zračenja ultraljubičasto zračenje, vidljiva i infracrvena svjetlost te radiovalovi.

Čestica, odnosno kvant ionizirajućeg zračenja (foton) ima energiju koja nadilazi energijski prag ionizacije atoma i molekula pa zbog toga može uzrokovati ionizaciju. Ovisno o načinu ionizacije, Međunarodna komisija za jedinice i mjerenja u zaštiti od zračenja (engl. *International Commission on Radiation Protection Units and Measurements* - ICRU) je predložila klasifikaciju zračenja na direktno i indirektno ionizirajuće [13].

Nabijene čestice (elektroni, protoni,  $\alpha$ -čestice, teški ioni) međudjeluju s atomima putem Coulumbove sile i vrše direktnu ionizaciju. U tom slučaju govorimo o direktno ionizirajućem zračenju. Neutralne čestice (neutroni, fotoni) s atomima međudjeluju različitim procesima kojima generiraju sekundarne nabijene čestice s dovoljno kinetičke energije da proizvedu ionizaciju u materiji. Takvo zračenje nazivamo sekundarnim ili indirektnim ionizirajućim zračenjem.

Same izvore ionizirajućeg zračenja možemo podijeliti na izvore elektromagnetskog zračenja, brzih elektrona, teških nabijenih čestica, te izvore neutronske zračenja. Fokus doktorskog rada jest na mjerenju impulsnog fotonskog zračenja, čije najvažnije vrste ovisno o izvoru možemo dalje podijeliti na zakočno i karakteristično rendgensko zračenje, gama zrake nakon beta raspada i anihilacijsko zračenje.

### 2.1.1 Zakočno zračenje (*Bremsstrahlung*)

Međudjelovanjem brzih elektrona s materijom, dio njihove energije konvertiran je u elektromagnetsko zračenje u obliku zakočnog zračenja. Udio energije koja prelazi u zakočno zračenje, povećava se kako kinetička energija elektrona raste, a najveći je za apsorberte s visokim atomskim brojem. To je temeljni proces koji omogućuje rad konvencionalne rendgenske cijevi.

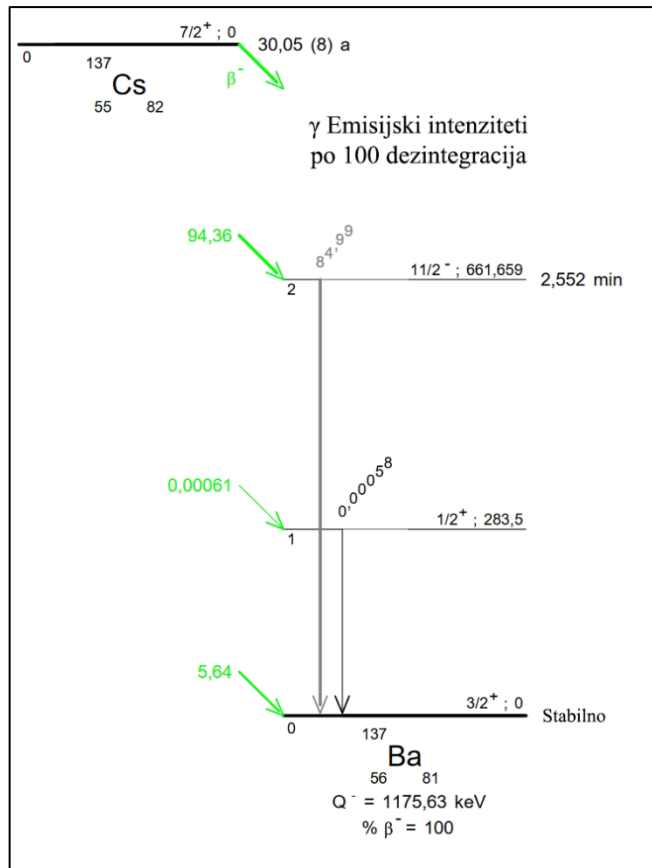
Za monoenergijske elektrone koji se usporavaju te budu zaustavljeni u danom materijalu, energije zakočnog zračenja kontinuirani su energijski spektar koji seže sve do početne energije elektrona.

### 2.1.2 Karakteristično rendgensko zračenje

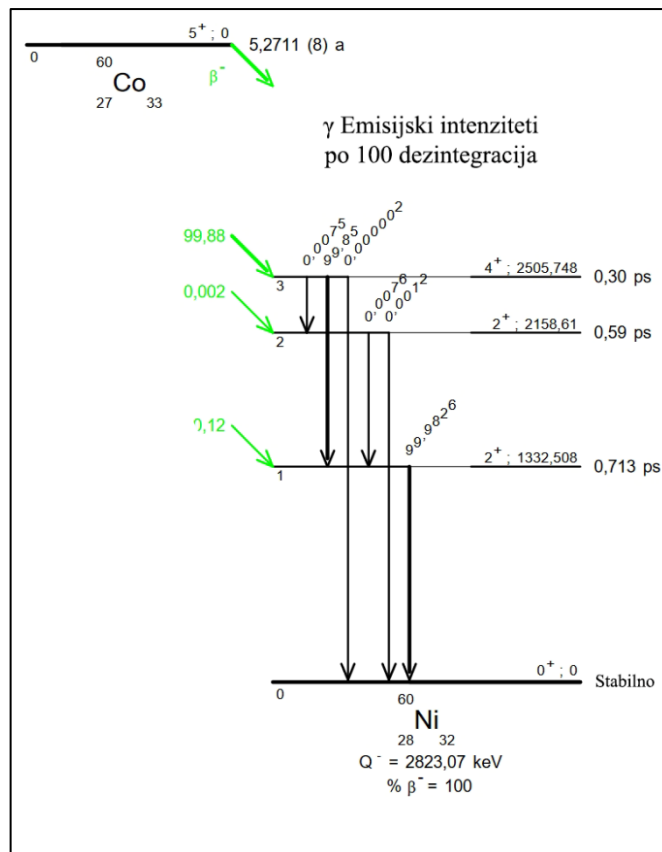
Karakteristično rendgensko zračenje proizvedeno je kada neki element bombardiramo visokoenergetskim česticama (npr. elektronima). Tada dolazi do izbacivanja elektrona iz unutarnjih ljuski atoma, što ostavlja elektronsku šupljinu. Prirodna sklonost elektrona da se reorganiziraju i vrate stanje atoma u stanje najniže energije uzrokuje popunjavanje te šupljine prelaskom jednog ili kaskadnim silaženjem nekoliko elektrona iz viših orbitala. Proces se uglavnom odvija unutar jedne nanosekunde nakon nastanka šupljine. Razlika energije elektrona koji su prešli iz više u niže orbitale, oslobođena je u obliku emisije kvanta karakterističnog rendgenskog zračenja [14].

### 2.1.3 Gama zrake nakon beta raspada

Gama zrake emitiraju se iz pobuđene jezgre atoma u procesu njezine deeksitacije u stanje niže energije. Kod većine praktičnih izvora koji se koriste u laboratorijima, pobuđeno stanje jezgre rezultat je prethodnog beta raspada ili elektronskog uhvata. Beta raspad je relativno spor, proces koji tipično karakterizira vrijeme poluživota dulje od nekoliko stotina dana, dok je vrijeme poluživota pobuđene jezgre tipično reda veličine pikosekunde ili manje. Zbog dobro definiranih energetske nivoa u jezgri, gama zrake emitirane u njihovoj deeksitaciji gotovo su monoenergijske [14]. Shematski dijagrami raspada  $^{137}\text{Cs}$  i  $^{60}\text{Co}$ , koji se koriste kao glavni radioaktivni izvori za umjeravanje dozimetrijske instrumentacije pri višim energijama prikazani su na slici 2.1.



Slika 2.1: Shematski prikaz raspada za  $^{137}\text{Cs}$  [15].



Slika 2.2: Shematski prikaz raspada za  $^{60}\text{Co}$  [15].



Kvant energije bilo kojeg elektromagnetskog fotona dan je s jednadžbom:

$$E_\gamma = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.1)$$

gdje je  $h$  Planckova konstanta,  $\nu$  frekvencija,  $\lambda$  valna duljina zračenja i  $c$  brzina svjetlosti.

#### 2.1.4 Anihilacijsko zračenje

Proces beta plus raspada u jezgri možemo shematski zapisati kao:



gdje  $X$  i  $Y$  oznake za jezgru prije odnosno nakon raspada,  $\beta^+$  je pozitron, a  $\nu_e$  elektronski neutrino. Pozitron može prijeći samo nekoliko milimetara prije nego li izgubi gotovo svu kinetičku energiju. Tada se veže na elektron u apsorbentu u procesu anihilacije<sup>1</sup> [14]. Originalni elektron i pozitron nestaju pri čemu su emitirane dvije gama zrake pojedinačne energije 511 keV, poznate kao anihilacijsko zračenje.

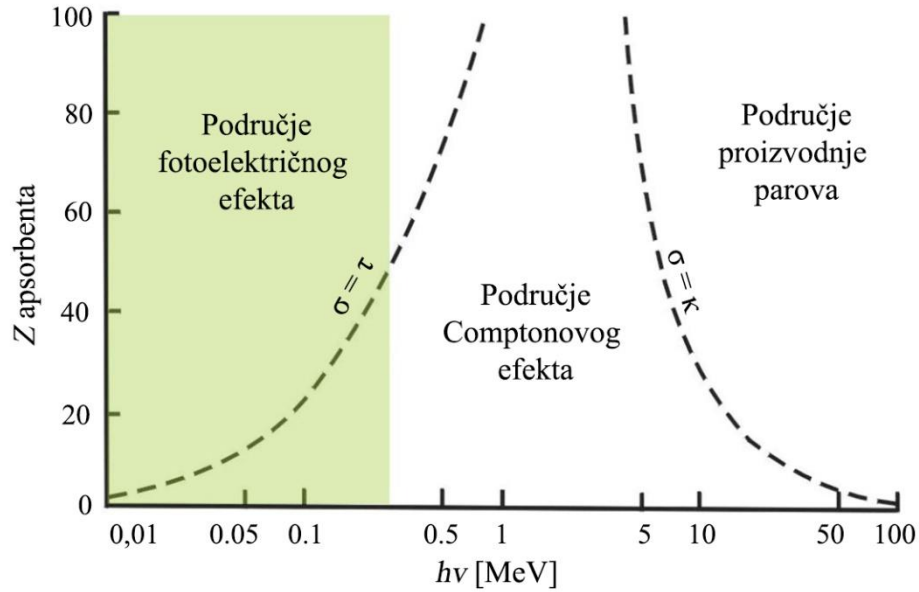
## 2.2 Interakcija fotonskog ionizirajućeg zračenja s materijom

Poznavanje interakcije elektromagnetskog zračenja s materijom iznimno je važno za dozimetriju i zaštitu od zračenja. Ti procesi su temelj za razumijevanje utjecaja zračenja na ljudski organizam i sve detektorske sustave kao i određivanje osjetljivosti i efikasnosti detektora.

Iako je poznat velik broj mogućih interakcijskih mehanizama fotonskog zračenja s materijom, samo tri igraju bitnu ulogu u dozimetriji i detekciji zračenja: fotoelektrični efekt, Comptonovo raspršenje i tvorba parova. Svi ti procesi vode do djelomičnog ili potpunog prijenosa energije fotona na elektron, a rezultiraju promjenom energije i putanje elektrona.

---

<sup>1</sup> Taj proces se može odviti direktnom anihilacijom ili preko međustadija u kojemu pozitron i elektron formiraju kvazistabilno stanje poznato kao pozitronij koje može trajati nekoliko nanosekundi [14]. U slučaju anihilacije putem formacije pozitronija moguća je emisija dvije ili tri gama zrake ukupne energije 1,022 MeV [16].



Slika 2.3: Tipovi interakcije fotonskog zračenja s materijom ovisno o energiji upadnog zračenja i atomskom broju apsorbenta. Dvije crtkane linije predstavljaju one vrijednosti  $Z$  i  $h\nu$  za koje je udarni presjek dvije susjedne reakcije jednak [17].

### 2.2.1 Fotoelektrični efekt

Fotoelektrični efekt je proces u kojem foton biva u potpunosti apsorbiran u atomu. Rezultat interakcije je energetski fotoelektron koji je izbijen iz jedne od ljusaka atoma, najvjerojatnije iz one s najvišom energijom vezanja, odnosno K ljuske i pozitivno nabijen atom.

Energija fotoelektrona,  $E_e$  tada iznosi:

$$E_e = E_\gamma - E_b \quad (2.3)$$

gdje je  $E_\gamma$  energija fotona i  $E_b$  energija vezanja. Kako slobodan elektron ne može apsorbirati foton, fotoelektrični efekt javlja se samo na vezanim elektronima, a jezgra apsorbira razliku količine gibanja izbačenog elektrona. Energijski nivo iz koje je izbačen elektron, brzo biva popunjen s jednim od slobodnih elektrona i/ili reorganizacijom elektrona iz drugih ljusaka atoma. Tada atom emitira jednu ili više karakterističnih rendgenskih zraka.

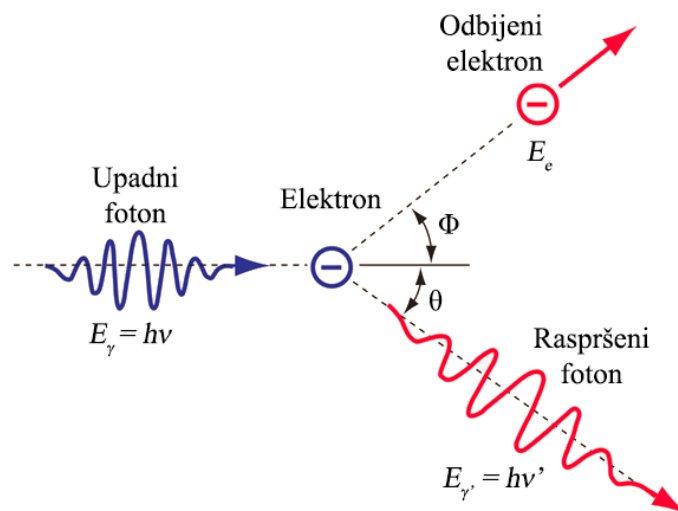
Fotoelektrični efekt prevladavajući je proces interakcije za fotonsko zračenje relativno niskih energija. Vjerojatnost odvijanja procesa raste i s atomskim brojem. Gruba aproksimacija vjerojatnosti odvijanja fotoelektričnog efekta preko energije fotona  $E_\gamma$  i atomskog broja  $Z$  iznosi:

$$P \cong k \frac{Z^n}{E_\gamma^{3.5}} \quad (2.4)$$

gdje  $k$  konstanta, a eksponent  $n$  varira od 4 do 5 ovisno o energiji fotona [18].

## 2.2.2 Comptonovo raspršenje

Comptonovo raspršenje interakcija je fotona sa slobodnim elektronom u materijalu apsorbenta u kojoj se dio energije fotona prenosi na elektron kao što je prikazano na slici 2.4.



Slika 2.4: skica putanje fotona i elektrona pri Comptonovom raspršenju [19]

Kod vezanih elektrona, ako je energija fotona puno veća od energije vezanja, ti elektroni se mogu smatrati gotovo slobodnima. Energiju raspršenog fotona,  $E_{\gamma'}$ , opisuje sljedeća jednačba:

$$E_{\gamma'} = hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (2.5)$$

gdje je  $hv'$  energija raspršenog fotona,  $hv$  energija fotona prije raspršenja,  $m_e$  masa elektrona,  $c$  brzina svjetlosti i  $\theta$  kut raspršenja.

Comptonovo raspršenje najčešća je interakcija kod gama zraka energija svojstvenih radionuklidima. Udarni presjek povećava se s brojem elektrona dostupnih kao mete u apsorbentu i zbog toga linearno raste sa  $Z$ . Kada govorimo o većem broju takvih raspršenih fotona, to je raspršeno zračenje.

### 2.2.3 Tvorba para

Tvorba para je proces direktne konverzije energije upadnog fotona, u kojem nastaju elementarna čestica i njezina anti-čestica, npr. elektron i pozitron, muon i anti-muon, tau i anti-tau. Cijeli proces odvija se u Coulombskom polju jezgre rezultirajući pretvorbom fotona u čestično-anti-čestični par. Da bi takav proces bio moguć, energija fotona mora biti najmanje jednaka energiji mirovanja obiju čestica koja za par elektron-pozitron iznosi 1,02 MeV. Kada energija fotona prelazi taj prag za samo nekoliko stotina keV, vjerojatnost odvijanja procesa je mala, ali pri energijama od nekoliko MeV, koje višestruko nadmašuju energijski prag, proces tvorbe parova je dominantan. U interakciji, energetski foton biva zamijenjen s parom čestica. Razlika energije upadnog fotona i energije mase mirovanja novonastalog para čestica, prelazi u kinetičku energiju para.

Nakon stvaranja para elektron-pozitron, pozitron ubrzo biva anihiliran nakon što uspori u mediju, te se emitiraju dva anti-paralelna gama fotona karakterističnih energija od 511 keV (tri gama fotona emitirana su u slučaju formiranja i anihilacije orto-pozitronija [16]).

## 2.3 Načela, mjerne veličine i mjerne jedinice u osobnoj i ambijentalnoj dozimetriji

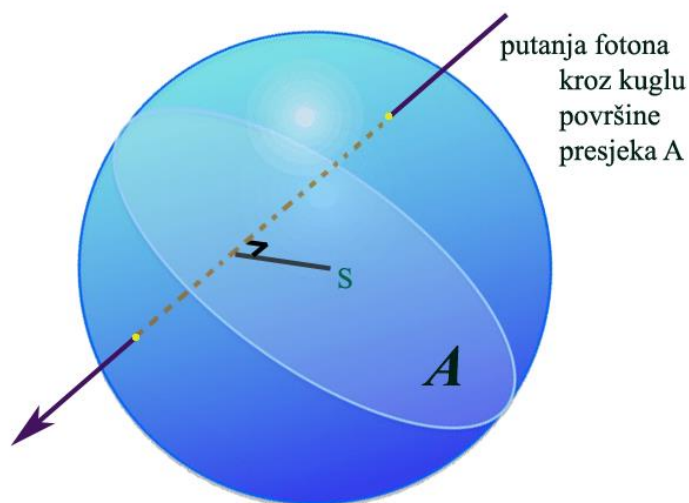
U medicinskoj fizici i zaštiti od zračenja, doza zračenja koju je apsorbiralo ljudsko tijelo procjenjuje se na osnovi mjerenja i izračuna. Procjena doze koju su primile osobe profesionalno izložene zračenju i pripadnici opće populacije temeljni je dio programa zaštite od zračenja koji se zasniva na osnovnim načelima radiološke zaštite, tj. opravdanosti, optimizaciji i ograničenju doze, a koje je definirala Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja (engl. *International Commission for Radiological Protection* - ICRP) [20].

**Načelo opravdanosti** - Svako izlaganje ionizirajućem zračenju mora donijeti više pozitivnih nego negativnih učinaka za pojedinca ili društvo, odnosno svaka odluka koja mijenja okolnosti ozračenja mora donijeti više dobra nego štete. To znači da uvođenje novog izvora zračenja, smanjenje postojeće izloženosti ili smanjenje rizika od potencijalne izloženosti mora postići dovoljnu korist za pojedinca ili društvo koja nadmašuje moguću štetu koju uzrokuje.

**Načelo optimizacije zaštite od zračenja** - Vjerojatnost izloženosti ionizirajućem zračenju, broj izloženih ljudi i iznos osobnih doza pojedinaca se moraju održavati onoliko nisko koliko se to razumski može postići (engl. *ALARA - as low as reasonably achievable*), uzimajući pritom u obzir ekonomske i društvene čimbenike. To znači da razina radiološke zaštite mora biti najbolja moguća uzevši u obzir okolnosti koje prevladavaju.

**Načelo ograničenja doze** - osobna doza pojedinca ne smije premašiti odgovarajuće granične vrijednosti. Važno je naglasiti da se ovo načelo ne primjenjuje na medicinsko ozračenje tj. ozračenje pacijenta u postupcima u medicini.

ICRU je definirala skup temeljnih fizikalnih veličina [21] i izvedenih dozimetrijskih veličina i jedinica [22] koje se koriste za procjenu rizika od nastanka radiološki induciranog karcinoma i genetskih oštećenja (stohastički efekti). Te dozimetrijske veličine izvedene su iz temeljnih fizikalnih veličina. Temeljne veličine koje opisuju monoenergijsko ionizirajuće zračenje jesu: fotonski tok, energijski tok, brzina fotonskog toka i brzina energijskog toka.



Slika 2.5: ICRU definicija fotonskog toka.

Fotonski tok  $\Phi$  skalarna je veličina definirana količnikom  $dN$  i  $dA$  gdje je  $N$  broj upadnih fotona u sferu presjeka površine  $A$  (slika 2.5), gdje je presjek okomit smjeru upadnih fotona [23].

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad [\text{cm}^{-2}]. \quad (2.6)$$

Energijski tok,  $\psi$  definiran je kao količnik  $dE$  i  $dA$  gdje je  $E$  energija upadnog kvanta zračenja

$$\psi = \frac{dE}{dA} \quad [\text{J cm}^{-2}]. \quad (2.7)$$

Za monoenergijsko zračenje<sup>2</sup>, energijski tok možemo izračunati iz fotonskog toka pomoću jednadžbe:

$$\psi = \frac{dN}{dA} E = \Phi E. \quad (2.8)$$

---

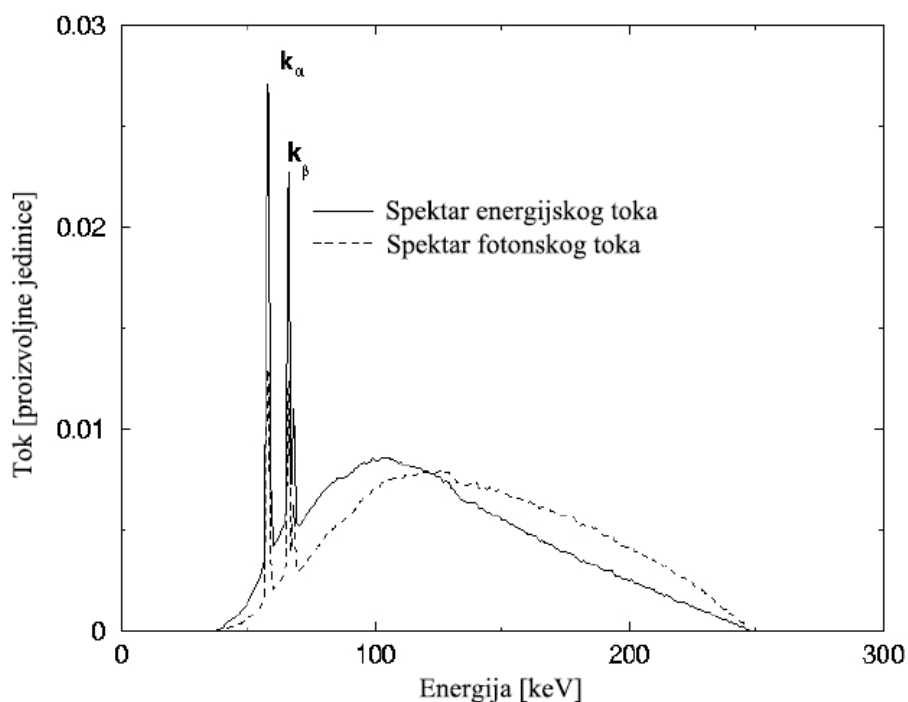
<sup>2</sup> Zračenje određenog tipa u kojem sve čestice odnosno fotoni posjeduju jednaku energiju.

Fotonsko zračenje uglavnom je polienergijsko<sup>3</sup>, kao što je slučaj s rendgenskim generatorima. Tada je koncepte fotonskog i energijskog toka potrebno zamijeniti sa spektrom fotonskog toka i spektrom energijskog toka respektivno. Oni su definirani kao:

$$\Phi_E(E) \equiv \frac{d\Phi(E)}{dE}, \quad (2.9)$$

$$\psi_E(E) \equiv \frac{d\psi(E)}{dE} = \frac{d\Phi(E)}{dE} E. \quad (2.10)$$

Primjer energijskog i fotonskog toka za kontinuirani energijski spektar prikazan je na slici 2.6.



Slika 2.6: Spektar energijskog i fotonskog toka za rendgenski generator napona na cijevi 250 kV [24].

Brzina fotonskog energijskog toka definirane je kao vremenska derivacija fotonskog, odnosno vremenskog toka [23], [25].

<sup>3</sup> Zračenje određenog tipa u kojem čestice odnosno fotoni posjeduju diskretan ili kontinuirani energijski spektar.

Kerma je akronim za kinetičku energiju po jedinici mase (engl. “*kinetic energy released per unit mass*”), a definirana je kao količnik:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [\text{Gy}] \quad (2.11)$$

gdje je  $E_{tr}$  zbroj inicijalnih kinetičkih energija svih nabijenih čestica oslobođenih ionizirajućim zračenjem neutralnim česticama u masi  $dm$  nekog materijala [21]. Mjerna jedinica za kerma je grej [Gy] koji je dimenzijski jednak J/kg.

**Apsorbirana doza**  $D$  mjera je ukupne energije koju je ionizirajuće zračenje deponiralo u materiji po jedinici mase. SI jedinica za apsorbiranu dozu je grej [Gy] [21], [23] a u nekoj točki računa se prema formuli:

$$D = \frac{dE}{dm}. \quad (2.12)$$

Za potrebe zaštite od zračenja, koristi se apsorbirana doza usrednjena preko volumena specifičnog organa ili tkiva. Za niske doze zračenja, usrednjena doza može biti povezana sa stohastičkim učincima na ljudsko zdravlje. Za razliku od kerme, apsorbirana doza je mjera za energiju deponiranu u materiji neovisno o tipu zračenja, dok je kerma definirana samo za indirektno zračenje.

Za potrebe radiološke zaštite uvedene su tzv. izvedene dozimetrijske veličine. Dijelimo ih na zaštitne i operativne, a sve se mjere u jedinici sivert [Sv]. Sivert ima jednaku dimenziju kao grej, ali razlikuje se po korištenju usrednjene apsorbirane doze i uključenju bezdimenzionalnih težinskih faktora. Ti težinski faktori, koji su detaljnije objašnjeni u nastavku, predstavljaju učinke različitih tipova zračenja s obzirom na stohastičke efekte i radiosenzitivnost specifičnog organa ili tkiva.

**Zaštitne veličine** su ekvivalentna doza,  $H_T$ , za tkivo ili organ  $T$  i efektivna doza  $E$ . **Ekvivalentna doza** za tkivo ili organ  $H_T$  se računa kao suma umnožaka apsorbirane doze predane određenim tipom zračenja i uprosječne preko nekog organa ili tkiva  $T$  i umnoška težinskog faktora za taj tip zračenja:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad [\text{Sv}] \quad (2.13)$$



gdje je  $w_R$  težinski faktor svojstven tipu zračenja  $R$ ,  $D_{T,R}$  srednja apsorbirana doza predana zračenjem  $R$  u volumenu specifičnog organa ili tkiva  $T$ .

$$E = \sum_T w_T H_T \text{ [Sv]} \quad (2.14)$$

**Efektivna doza**  $E$  definirana je kao suma po svim organima i tkivima tijela umnožaka ekvivalentnih doza  $H_T$ , pojedinog organa ili tkiva i pripadajućeg težinskog faktora  $w_T$  koji predstavlja radiosenzitivnost pojedinog organa ili tkiva (2.14). Težinski faktori tkiva  $w_T$  utvrđeni su temeljem epidemioloških studija pojave raka među izloženom populacijom i procjeni rizika nasljednih učinaka, te usrednjeni preko obaju spolova i dobi [20].

Zaštitne dozimetrijske veličine nije moguće direktno izmjeriti. Zbog toga efektivnu dozu računamo iz izmjerenih operativnih veličina. Kod izloženosti vanjskim izvorima zračenja, operativne veličine (koje su u fokusu ovog doktorskog rada) definirane su za nadzor prostora i osobni nadzor.

**Operativne dozimetrijske veličine za nadzor prostora su** [20], [22]:

1. ambijentalni dozni ekvivalent,  $H^*(10)$  za mjerenje jako prodornog zračenja<sup>4</sup>,
2. dozni ekvivalent smjera,  $H'(d,\Omega)$  za mjerenje slabo prodornog zračenja<sup>4</sup>.

Operativne dozimetrijske veličine za osobni nadzor su [20], [22]:

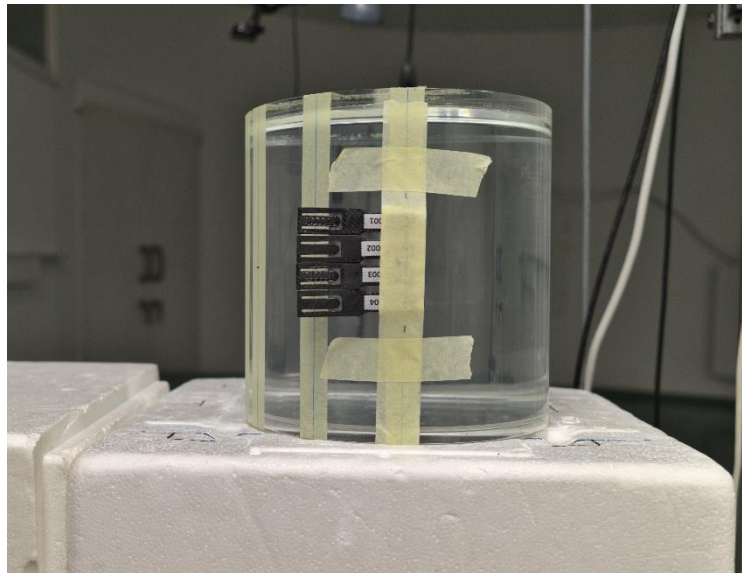
1. osobni dozni ekvivalent,  $H_p(10)$  za mjerenje jako prodornog zračenja i procjenu efektivne doze,
2. osobni dozni ekvivalent,  $H_p(0.07)$  za mjerenje slabo prodornog zračenja i procjenu ekvivalentne doze za kožu i ekstremitete,
3. osobni dozni ekvivalent,  $H_p(3)$  za procjenu ekvivalentne doze za leću oka.

Sve operativne veličine izražavaju se jedinicom sivert kao što je to kod zaštitnih veličina.

---

<sup>4</sup> Ako, za danu orijentaciju tijela u homogenom i jednosmjernom polju zračenja, bilo koji dio kože primi ekvivalentnu dozu koja je do deset puta veća od efektivne doze, takvo zračenje zovemo jako prodorno. Ako je ekvivalentna doza preko deset puta veća od efektivne doze, takvo zračenje nazivamo slabo prodorno [26]

$H^*(10)$  veličina (općenitije  $H^*(d)$ ) definirana je kao dozni ekvivalent koji bi bio proizveden u točki u polju homogenog zračenja u ICRU kugli na dubini od 10 mm ( $d$ ) na radijusu čiji je vektor antiparalelan smjeru upadnog zračenja [22], [27]. ICRU kugla je konceptualni tkivno ekvivalentni fantom oblika kugle promjera 30 cm gustoće 1 g/cm<sup>3</sup>. Maseni sastav kugle je 76,2% kisik, 11,1% ugljik, 10,1% vodik i 2,6% dušik [22].  $H^*(10)$  je operativna veličina koja je povezana sa zaštitnom veličinom *efektivna doza* i općenito se koristi za buduće procjene efektivne doze, klasifikaciju radnih prostora, provjeru učinkovitosti debljine zaštite i slično.  $H^*(10)$  je izotropna veličina, čija vrijednost ne ovisi o smjeru distribucije polja zračenja u zadanoj točki.



Slika 2.7: Prikaz četiri dozimetara za mjerenje  $H_p(3)$  osobnog doznog ekvivalenta smještene na odgovarajući fantom u svrhe kalibracije.

Za dozne ekvivalente definirana je i njihova brzina kao:

$$\frac{dH}{dt} [Sv s^{-1}]. \quad (2.15)$$

Brzina doznog ekvivalenta omogućuje nam praktičnu i intuitivnu metodu evaluacije i usporedbe različitih scenarija izlaganja (zbog analogije sa snagom) zbog čega su preferirane pri nadzoru prostora oko izvora ionizirajućeg zračenja.

Doktorski rad bavi se razvojem sustava koji mjeri  $H^*(10)$  s fokusom na impulsna polja ionizirajućeg zračenja. Važno je naglasiti da se operativne veličine za nadzor prostora,  $H^*(10)$  i  $H'(d,\Omega)$ , mjere ambijentalnim dozimetrima, a operativne veličine za osobni nadzor  $H_p(10)$ ,  $H_p(0.07)$  i  $H_p(3)$  odgovarajućim osobnim dozimetrima. Ambijentalni dozimetri umjeravaju se u zraku, dok se osobni dozimetri umjeravaju na fantomu koji na kontrolirani način oponaša ljudsko tijelo (slika 2.7).

U nastavku rada, izrazi doza i brzina doze odnose se na ambijentalni dozni ekvivalent ( $H^*(10)$ ), i brzinu ambijentalnog doznog ekvivalenta ( $dH^*(10)/dt$ ).

## 2.4 Dozimetrijska instrumentacija

Među dozimetrijskom instrumentacijom posebno se ističu dvije kategorije instrumenata: ambijentalni i osobni dozimetri. Temeljem tehnologije koju koriste, obje kategorije možemo podijeliti na aktivne i pasivne.

Pasivne dozimetre za nadzor prostora (radnog okoliša i okoliša općenito) danas su u velikom dijelu zamijenili aktivni elektronički dozimetri. Pasivni osobni dozimetri već su godinama osnova osobne dozimetrije. Prema rezultatima velike ankete koju je provelo udruženje European Radiation Dosimetry Group (EURADOS), objavljene 2014. godine [28], u osobnom dozimetrijskom nadzoru u Europi 95 % činili su pasivni osobni dozimetri od kojih su dominantni bili termoluminiscentni dozimetri (TLD) (55%) i film dozimetri (17%). Ostatak pripada drugim vrstama pasivnih dozimetara kao što su optički stimulirani luminiscentni dozimetri (OSL) i radio-fotoluminiscentni dozimetri (RPL), a samo 5 % pripalo je elektroničkim osobnim dozimetrima.



Slika 2.8: Termoluminiscentni dozimetri.



Slika 2.9: Čitač termoluminiscentnih dozimetara.

Pasivnim dozimetrima mjere se operative veličine za nadzor osoba ( $H_p(10)$ ,  $H_p(0.07)$ ,  $H_p(3)$ ) ili prostora ( $H^*(10)$ ,  $H'(d,\Omega)$ ) pod nadzorom. Nakon definiranog perioda, najčešće mjesec dana za osobne dozne ekvivalente, odnosno tri mjeseca i više za dozne ekvivalente za nadzor prostora, dozimetri se vraćaju u dozimetrijski servis na očitavanje. To je zahtjevan proces i izmjerena doza poznata je tek nakon značajnog zakašnjenja od nekoliko tjedana do nekoliko mjeseci. Ako se dogodi nezgoda (koja može rezultirati prekomjernim ozračivanjem), ne postoji način na koji bi pasivni dozimetar signalizirao upozorenje. Prije više od deset godina, počele su rasprave oko mogućnosti zamjene pasivnih osobnih dozimetara aktivnim elektroničkim izvedbama [29]. Do danas je uporaba elektroničkih dozimetara (slika 2.10) kao dodatnih dozimetara značajno porasla u medicini i industriji, primarno kao alarmnih uređaja kao i za obuku o zaštiti od zračenja, a rasprave su dodatno razgranate za različite slučajeve izlaganja [30].

Prednosti elektroničkih dozimetara u odnosu na pasivne dozimetre jesu: veća osjetljivost, funkcija alarma nakon prekoračenja određenog unaprijed definiranog praga doze ili brzine doze, mogućnost trenutnog očitavanja i vremenska razlučivost.

Da bi elektronički osobni dozimetri bili prihvatljivi, moraju biti energijski efikasni, te malih dimenzija i male mase kako bi bili jednostavno nosivi.

Za razliku od elektroničkih osobnih dozimetara, elektronički ambijentalni dozimetri već se dugo u primjenjuju. Obično omogućavaju mjerenja doznih ekvivalenata  $H^*(10)$  i/ili  $H'(d,\Omega)$  i njihove brzine.



Slika 2.10: Elektronički osobni dozimetri: lijevo Thermo Scientific TruDose [31], desno ALARA OD 2A.

Koriste se kao mjerni uređaji fiksno postavljeni u prostoru te očitavani u nekim periodima ili kao prijenosni uređaji u radiološkom nadzoru. Kako se u radiološkom nadzoru jedan uređaj može koristiti za ispitivanje na različitim lokacijama i u različitim okolnostima ozračenja, nije više presudna njegova cijena i veličina, nego tehničke karakteristike. Cilj je imati uređaj koji pokriva što širi spektar energija, ima širok dinamički raspon te je u mogućnosti mjeriti impulsna polja.

U stvarnim uvjetima, dozimetrijska instrumentacija rijetko je izložena mono-energetskom zračenju pa je potrebno posvetiti posebnu pozornost odzivu detektora na različite energije upadnog zračenja koji mora biti u skladu s mjerenom veličinom.

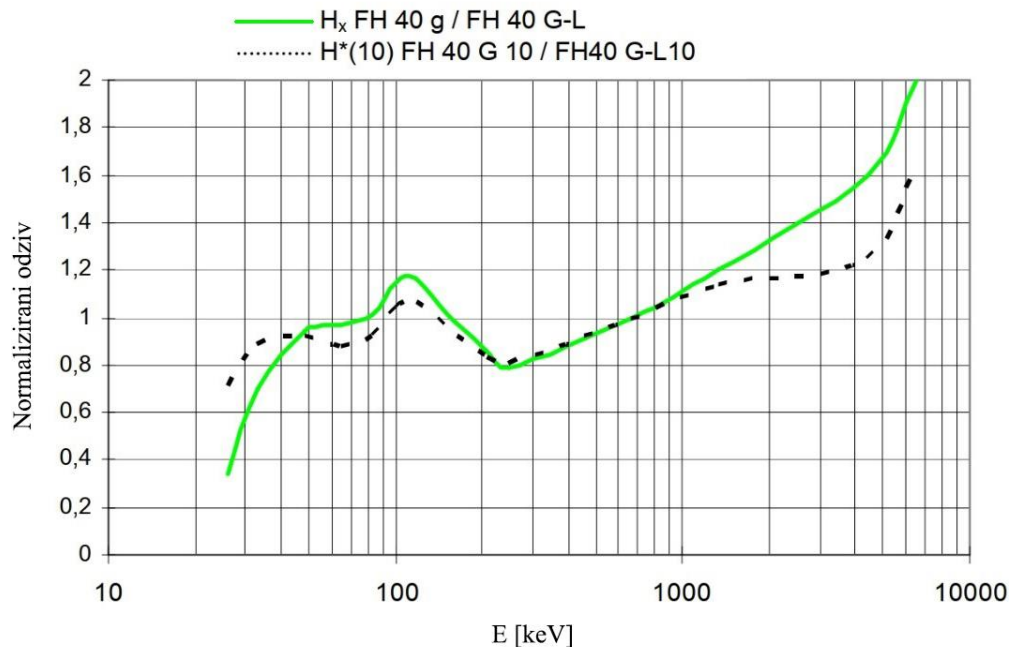
Razmotrimo veličinu  $H^*(10)$  (koja je definirana pomoću ICRU kugle – poglavlje 2.3). Neka je  $\mathcal{E}$  intrinzična efikasnost (dalje u tekstu referirana kao efikasnost) detektora koja je definirana kao:

$$\mathcal{E} = \frac{\text{broj detektiranih čestica u detektoru}}{\text{broj čestica koje su pogodile detektor}}, \quad (2.16)$$

Neka je  $\mathcal{E}(E)_{\text{DET}}$  efikasnost detektora koji mjeri  $H^*(10)$ , a  $D$  doza koja je apsorbirana u točki od interesa na 10 mm dubine u ICRU. Za idealni  $H^*(10)$  detektor mora vrijediti:

$$\mathcal{E}(E)_{\text{DET}} \propto D_{\text{ICRU}}(E). \quad (2.17)$$

Kada grafički prikažemo efikasnost detektora  $\mathcal{E}(E)_{DET}$  na  $D_{ICRU}(E)$ , dobivamo energijski odziv detektora na  $H^*(10)$  veličinu. Primjer energijskog odziva tipičnog ambijentalnog dozimetra prikazan je na slici 2.11.

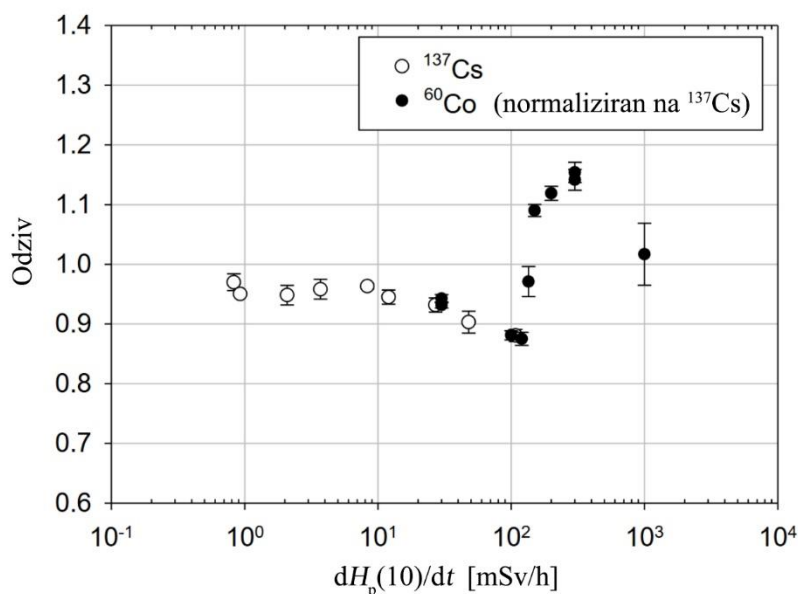


Slika 2.11: Primjer energijskog odziva tipičnog ambijentalnog dozimetra temeljenog na energijski kompenziranoj Geiger-Müllerovoj cijevi na  $H^*(10)$  i  $H_x(10)$ <sup>5</sup> mjerne veličine [32].

Dozimetri zračenja mjerni su instrumenti i kao takvi imaju definiran dinamički raspon. Raspon mjerenja doze ograničen je samo memorijom uređaja. Kada govorimo o dinamičkom rasponu mjerenja dozimetra, to se odnosi raspon brzine doze koju dozimetar može mjeriti. Unutar toga raspona dozimetar najčešće nema linearan odziv (nelinearnost je najčešće uzrokovana saturacijom mjernog sustava), a sama linearnost može se prikazati odzivom na brzinu doze. Grafikon odziva na brzinu doze na svojoj ordinati sadrži odziv instrumenta normiran na referentnu vrijednost mjerenog polja, a na apscisi vrijednost brzine doze. Primjer odziva na brzinu doze u kontinuiranim poljima prikazan je na slici 2.12.

IEC norma za dozimetre namijenjene mjerenju impulsnih polja [10] definirala je maksimalno odstupanje odziva na brzinu doze  $\pm 20\%$ .

<sup>5</sup>  $H_x(10)$  oznaka je za fotonski dozni ekvivalent na dubini od 10 mm u tkivu. Ta veličina do sada je uglavnom zamjenjena sa SI koherentnom izvedenom veličinom  $H^*(10)$ .



Slika 2.12: Primjer odziva na brzinu doze za ozračivanje radionuklidima  $^{137}\text{Cs}$  i  $^{60}\text{Co}$  [33].

Zahtjeve vezane uz tehničke karakteristike dozimetrijske instrumentacije propisuje Međunarodno elektrotehničko povjerenstvo (engl. *International Electrotechnical Commission* - IEC). Zahtjeve za ambijentalne dozimetre opisuje norma pod nazivom “*IEC 60846-1:2009 Radiation protection instrumentation - Ambient and/or directional dose equivalent (rate) meters and/or monitors for beta, X and gamma radiation - Part 1: Portable workplace and environmental meters and monitors*” [34], te “*IEC 60846-2:2015 Radiation protection instrumentation - Ambient and/or directional dose equivalent (rate) meters and/or monitors for beta, X and gamma radiation - Part 2: High range beta and photon dose and dose rate portable instruments for emergency radiation protection purposes*” [35].

Norma koja opisuje zahtjeve vezane za tehničke karakteristike dozimetara namijenjenih mjerenju impulsnih polja prvi puta je izdana 2019., a nosi naziv: “*IEC TS 63050:2019 Radiation protection instrumentation - Dosimeters for pulsed fields of ionizing radiation*” [10].

Usklađenost pojedinog tipa dozimetara sa zahtjevima odgovarajuće norme određuje se tipskim testiranjem. Norma specificira na koji način je potrebno izvršiti testiranja, te zadaje granične vrijednosti pojedinih karakteristika dozimetra. Tipsko testiranje obuhvaća ispitivanja od radioloških tehničkih značajki (energijski odziv, kutni odziv, odziv na brzinu doze, itd.), okolišne susceptibilnosti (temperatura, tlak, vlažnost, elektromagnetske smetnje itd.) pa sve do mehaničke čvrstoće dozimetra.



## 2.5 Detektori zračenja u dozimetriji

Glavni je dio svakog uređaja za mjerenje zračenja njegov detektor. Idealni detektor osobnog i ambijentalnog dozimetra ima linearan odziv za široki raspon energija upadnog zračenja od nekoliko keV do nekoliko MeV i veliki dinamički raspon, nema mrtvo vrijeme (vrijeme nakon detekcije pojedinog kvanta zračenja tijekom kojega instrument nije u mogućnosti detektirati novi događaj), kutna ovisnost nije prisutna, troši malo energije i kompaktnih je dimenzija [10], [36]. Zahtjevi za nisku potrošnju energije i male dimenzije posebno su bitni za osobne dozimetre koji moraju biti prikladni za nošenje na tijelu na položaju najizloženijem zračenju.

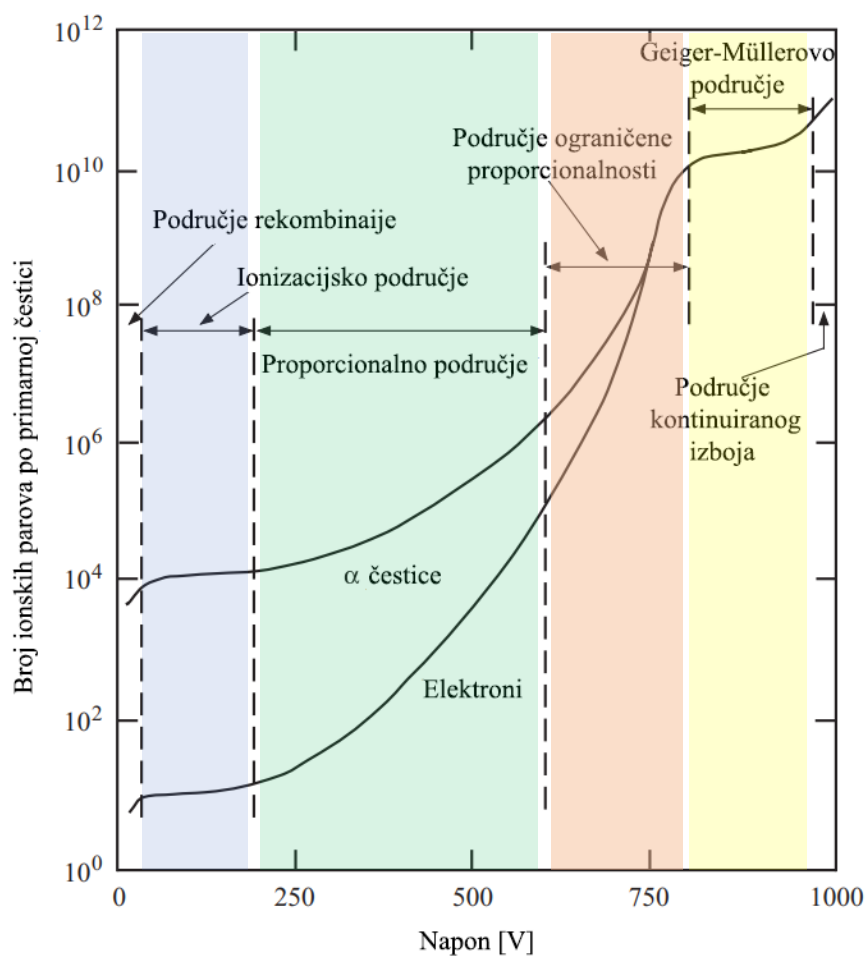
Detektore možemo podijeliti u tri skupin, a to su plinski, scintilacijski i poluvodički.

### 2.5.1 Plinski detektori

Svi plinski detektori dijele slične principe rada. Plin je ograden s dvije elektrode između kojih postoji razlika potencijala. Upadno zračenje uzrokuje ionizaciju plina pa se nosioci naboja kreću se prema elektrodama zbog prisutnosti električnog polja. Ponašanje detektora određeno je jakošću električnog polja, i s obzirom na koju, definirano je nekoliko korisnih područja: ionizacijsko, proporcionalno i Geiger-Müllerovo područje kao što je prikazano na slici 2.13.

Ionizacijske komore plinski su detektori koji rade u ionizacijskom području. Dolaze u raznim geometrijama od kojih su najčešće: cilindar, kugla, i paralelne ploče. Ionizacijske komore najjednostavniji su plinski detektori jer nema umnožavanja naboja. Uglavnom ih karakterizira niska efikasnost za fotonsko zračenje, ali imaju pravilan odziv na brzinu doze. Ionizacijske komore najčešće se koriste u strujnom načinu rada, u kojemu se vrijednosti struje kreću od atoampera i femtoampera do nanoampera. Tako male struje zahtijevaju vrlo osjetljive, komplicirane i stoga skupe mjerne instrumente elektrometre, dok komora sama po sebi ponekad zahtijeva kompenzaciju temperature i tlaka. Stijenka ionizacijske komore igra bitnu ulogu u procesu detekcije zračenja jer se unutar nje mogu generirati sekundarne čestice koje znatno utječu na generiranje signala. Ionizacijske komore često se koriste u referentnim uvjetima za potrebe umjeravanja kada je potrebno direktno mjeriti kermu u zraku.

Popularni primjer referentnog dozimetra zasnovanog na ionizacijskoj komori jesu PTW ionizacijske komore i „Unidos“ elektrometar (Slika 2.14).



Slika 2.13: Korisna područja plinskih detektora u ovisnosti o naponu koji je proporcionalan jakosti električnog polja [37].



Slika 2.14: PTW ionizacijska komora (lijevo) i UNIDOS elektrometar (desno) [38]

Stjenke veće gustoće koriste se kada je potrebno postići tkivno ekvivalentan<sup>6</sup> odziv. Izbor materijala tada varira od poli(metil metakrilata) (PMMA) do papira lijepljenoga smolom i drugih. Stjenke veće gustoće česte su kod instrumenata za mjerenje operativnih veličina za nadzor prostora.

Zbog složene elektronike potrebne za očitavanje ionizacijske komore, ionizacijske komore ne koriste se u osobnim dozimetrima s iznimkom *direct ion storage* (DIS) dozimetra [9]. DIS je patentirana tehnologija koja koristi ionizacijsku komoru u kojoj je napon među elektrodama održavan vlastitim kapacitetom elektroda. Prva je elektroda stijenka komore, a druga upravljačka elektroda MOSFET-a koja se ponaša kao postojana memorija. DIS dozimetar se očitava puštajući struju kroz uvod i odvod MOSFET-a i utvrđivanjem ekvivalentnog otpora. Zbog očitavanja isključivo na zahtjev, često se svrstava među pasivne dotimetre [40].

Kada napon postane prenizak, komoru nije moguće napuniti jer se puni tvorničkim procesom ubrizgavanja naboja u izloženu upravljačku elektrodu izmijenjenog MOSFET-a procesom tuneliranja kroz oksid [41].



Slika 2.15: Proporcionalni brojač [42]

Sljedeći tip plinskih detektora proporcionalni su brojači (Slika 2.15). Kod njih je električno polje dovoljno jako da uzrokuje sekundarne ionizacije koje rezultiraju umnažanjem naboja i tako, signalom koji je lakše mjeriti. Vršna vrijednost strujnog impulsa dobivenog na izlazu

---

<sup>6</sup> Materijal se smatra tkivno ekvivalentnim kada su raspršenje i apsorpcija zračenja u tom materijalu usporedive s onima u tkivu tako da za iste uvjete ozračivanja apsorbirana doza u materijalu može biti reprezentativna onoj u tkivu [39].

proporcionalnog brojača proporcionalna je energiji detektirane čestice, a po tome su i dobili ime. Postoji puno različitih izvedbi proporcionalnih brojača, no u dozimetriji zračenja od posebne su važnosti tkivno ekvivalentni proporcionalni brojači koji su posebno bitni u fotonskoj i neutronske dozimetriji. Njihove stijenke i plin posebno su dizajnirani kako bi oponašali apsorpciju zračenja tkiva. Proporcionalni brojači rijetko se primjenjuju u osobnim dozimetrima, ali prisutni su među ambijentalnim dozimetrima.

Geiger-Müllerovi (GM) detektori (slika 2.16) rade na visokom naponu pri kojem je jakost električnog polja dovoljno visoka da pojedinačna ionizacija uzrokuje lavinsku ionizaciju plina.



Slika 2.16: Geiger Müllerova cijev [42].

Posljedica lavinske prirode detektora izlazni je impuls koji je uvijek iste amplitude bez obzira na energiju upadnog zračenja pa je informacija o energiji upadne čestice izgubljena. Zbog lavinske ionizacije potrebno je uvesti gušenje signala (engl. *quenching*) koje uzrokuje mrtvo vrijeme u radu detektora. Saturacija GM detektora određena je mrtvim vremenom (za moderne GM detektore vrijednost se kreće oko 1  $\mu$ s) koje diktira maksimalnu frekvenciju detekcije. Zbog relativno malih fizičkih dimenzija GM detektora, niske cijene i jednostavne potporne elektronike, GM detektori često se koriste u osobnim i ambijentalnim dozimetrima. Dok je energijski odziv ionizacijskih komora i proporcionalnih brojača uglavnom određen stijenkama detektora, za mjerenje operativnih dozimetrijskih veličina neodgovarajući energijski odziv GM detektora (neodgovarajuća efikasnost  $\mathcal{E}(E)$ , što je opisano u poglavlju 2.4) kompenzira se korištenjem energijskog kompenzacijskog filtra koji atenuira dijelove upadnog

spektra zračenja gdje je relativna efikasnost previsoka. Primjer energijskog odziva GM detektora s energijski kompenziranom GM cijevi prikazan je na slici 2.11.

## 2.5.2 Scintilacijski detektori

Scintilacijski detektori svoj rad temelje na scintilacijskom efektu koji energiju apsorbiranog kvanta zračenja, pri interakciji s osjetljivim materijalom (scintilatorom), pretvara u fotone vidljive svjetlosti ili fotone spektralno bliske vidljivoj svjetlosti (scintilacijske fotone). Broj emitiranih scintilacijskih fotona proporcionalan je apsorbiranoj energiji kvanta zračenja. Ta svjetlost detektira se foto-senzorom. Temeljna fizikalna pojava iza scintilacijskog efekta zove se fluorescencija, a odnosi se na brzu emisiju svjetlosti koja slijedi nakon apsorpcije upadnog zračenja sa zakašnjenjem reda veličine 10 ns. Emisija scintilacijskih fotona slijedi funkciju eksponencijalnog raspada koji u svojoj prvoj aproksimaciji možemo opisati sljedećom jednačinom:

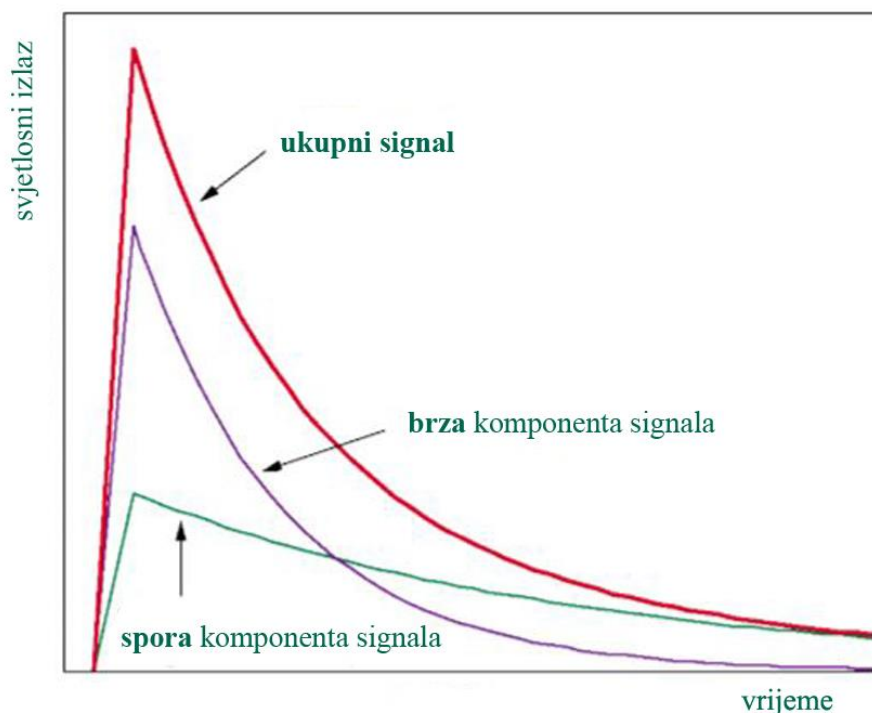
$$N_{\text{fotoni}}(t) = \frac{N_{\text{ukupno}}}{\tau_d} e^{-t/\tau_d}, \quad (2.18)$$

gdje je  $N_{\text{ukupno}}$  ukupan broj emitiranih fotona, a  $\tau_d$  karakteristična konstanta scintilacijskog raspada. Međutim, u većini slučajeva, taj raspad bolje opisuje zbroj eksponencijalnih raspada s jednom brзом i jednom sporom komponentom:

$$N_{\text{fotoni}}(t) = A e^{-t/\tau_A} + B e^{-t/\tau_B}, \quad (2.19)$$

gdje su  $A$  i  $B$  konstante normiranja, a  $\tau_A$  i  $\tau_B$  vremenske konstante raspada brze i spore komponente, kao što je prikazano na slici 2.17.

Količinu emitirane svjetlosti po apsorbiranom eV energije zovemo svjetlosni odziv.



Slika 2.17: Prikaz brze i spore komponente u scintilacijskom signalu.

Neke od glavnih karakterističnih osobina scintilatora jesu [43]:

1. **Osjetljivost na apsorbiranu energiju** - Nakon određenog energijskog praga, većina scintilatora emitira optičke fotone čiji je broj proporcionalan apsorbiranoj energiji upadnog zračenja
2. **Brzi odziv** - U odnosu na druge tipove detektora, scintilatori su vrlo brzi
3. **Oblik impulsa** - Može ovisiti o tipu apsorbirane čestice, te se može koristiti za dobivanje dodatnih informacija o upadnom zračenju

Scintilatore možemo podijeliti na anorganske kristale, organske plastike i tekućine te plinske i staklene scintilatore. Plinskim scintilatorima pripada mnoštvo plemenitih plinova, a karakterizira ih brzo vrijeme scintilacijskog raspada koje je reda veličine 1 ns. Stakleni scintilatori uglavnom se koriste za detekciju neutrona, a njihova strukturalna čvrstoća čini ih idealnim za ekstremne uvjete [43].

Anorganski materijali poput natrijeva jodida (NaI), cezijeva jodida (CsI) i barij florida (BaF<sub>2</sub>), koji se koriste kao scintilatori, tipično zahtijevaju prisutnost aktivatorskih nečistoća, za koje se pretežno koristi talij (Tl). Scintilacijski mehanizam u anorganskim kristalima odvija se

u elektronskim ljuskama atoma. Nakon apsorpcije upadnog zračenja, elektroni su pobuđeni u vodljivi pojas. Nečistoće se koriste da bi dodali energijske nivoe u zabranjeno područje koji omogućuju slijed deeksitacija popraćenih emisijom optičkih fotona. Fosforescencija također može biti prisutna, a događa se kod elektrona zarobljenih u višim energijskim nivoima iz kojih nije dozvoljena deeksitacija, a iz kojih se elektroni mogu spustiti samo procesom dodatnih pobuđenja [43].

Vremenski odziv anorganskih scintilatora kreće se oko 500 ns s dodatnom komponentom svjetlosti zbog fosforescencije. Taj odziv dobro opisuje jednačba 2.19.

Organski scintilatori aromatski su ugljikovodični spojevi poput naftalena ( $C_{10}H_8$ ), antracena ( $C_{14}H_{10}$ ) i stibelina ( $C_{14}H_{12}$ ). Fluorescencija, za razliku od anorganskih kristala, dolazi od elektronskih prijelaza unutar molekula. Tipična vremena scintilacijskog raspada organskih scintilatora reda su veličine 1 - 10 ns što je znatno brže od vremena scintilacijskog raspada kod anorganskih kristala. Valna duljina emisije je oko 300 nm. Organske kristale teško je obrađivati u željene geometrije i vrijeme odziva ponekad ovisi o orijentaciji kristala pa se najčešće upotrebljavaju kao otopine u plastikama i tekućinama. Dodatna prednost miješanja organskih scintilatora s plastikom i tekućinom mogućnost je ubacivanja aditiva kao što su oni za promjenu valne duljine emisije.

Jedan od najčešćih plastičnih scintilatora jest polivinil toluen (PVT) dopiran s jednim od organskih scintilatora. U usporedbi s anorganskim kristalima, plastični scintilatori imaju niži svjetlosni odziv i podložni su radijacijskom oštećenju koje kida C-H veze, značajno smanjujući svjetlosni odziv scintilatora.

Scintilacijski detektori prisutni su u ambijentalnim dozimetrima te u instrumentima za *in situ* spektroskopiju i identifikaciju radionuklida. U dozimetriji zračenja scintilacijski detektori uglavnom su korišteni kao brojački instrumenti umjereni za mjerenje operativne veličine poput  $H^*(10)$  i često upotrebljavaju plastične scintilatore zbog energijskog odziva koji je gotovo tkivno ekvivalentan. S druge strane imaju nisku efikasnost za gama fotone i nizak svjetlosni odziv koji na foto-senzoru proizvode manji broj impulsa niže amplitude. Zbog toga fotone niske energije često nije moguće raspoznati od šuma. Kada je potreban veći svjetlosni odziv i veća efikasnost, čest izbor su natrijev jodid dopiran talijem (NaI(Tl)) i cezijev jodid dopiran talijem (CsI(Tl)) iz grupe anorganskih scintilatora [9]. Oni su jedni od najsajnijih dostupnih scintilatora, ali njihov energijski odziv na dozimetrijske veličine odstupa od tkivno ekvivalentnog materijala.

### 2.5.3 Poluvodički detektori

Poluvodički detektor je detektor zračenja temeljen na poluvodiču kao što je silicij. Ovi su uređaji po svom načinu rada vrlo slični fotonaponskim ćelijama. Njihova niska energija zabranjenog pojasa (1,12 eV za silicij) dopušta stvaranje velikog broja nosilaca naboja i izvrsnu energijsku rezoluciju. Naboji u poluvodičima kreću se relativno brzo, što omogućuje dobar (brz) vremenski odziv.

Poluvodičke detektore možemo podijeliti u dvije skupine, na detektore s direktnom i s indirektnom pretvorbom. Detektori s direktnom pretvorbom posjeduju osjetljivi volumen u kojem se vrši pretvorba upadnog zračenja direktno u električni naboj. Detektori s indirektnom pretvorbom pak moraju biti prekriveni nekom vrstom konvertera ili energijskog filtra koji pretvara upadne visoko-energetske fotone ili čestice u elektrone, ili ih spajamo na scintilator koji emitira optičke fotone.

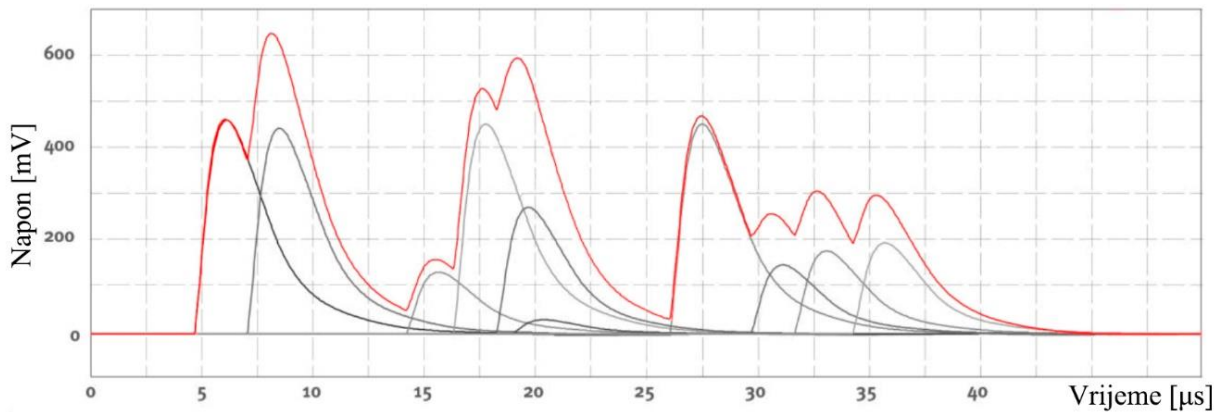
Elektroni i fotoni zatim se pretvaraju u električne impulse koristeći foto-senzore kao što su foto-diode i silicijski fotomultiplikatori (SiPM).

#### 2.5.3.1 PIN dioda

U osobnim dozimetrima, zbog njihovih malih dimenzija i zahtjeva za niskom potrošnjom energije i niskom cijenom, najčešće je korišten detektor PIN dioda [30]. Formirana je koristeći debeli visoko-omski intrinzični (nedopiran ili osiromašen) sloj smješten između jako dopiranog P-tipa i N-tipa poluvodiča koji sadrže manjak odnosno višak elektrona. Kada upadno zračenje pogodi osjetljivi volumen detektora, ako je energija zračenja veća od energije zabranjenog područja materijala, kreirati će se par elektron-šupljina [44]. Takav par nosilaca naboja može biti generiran optičkim fotonima i ionizirajućim zračenjem. Osjetljivi dio detektora čini osiromašeni sloj, u kojemu su kreirani nosioci naboja brzo povučeni prema P i N slojevima pomoću snažnog električnog polja među njima. Priključenjem reverznog napona, razlika potencijala na PIN spoju se povećava, što povećava volumen osiromašenoga sloja i tako povećava osjetljivi volumen.

Ako se drugi događaj dogodi prije nego što je naboj iz prvog događaja u potpunosti prikupljen, nosioci naboja proizvedeni u drugom događaju biti će dodani impulsu prvoga događaja, to jest doći će do nagomilavanja impulsa (slika 2.18).





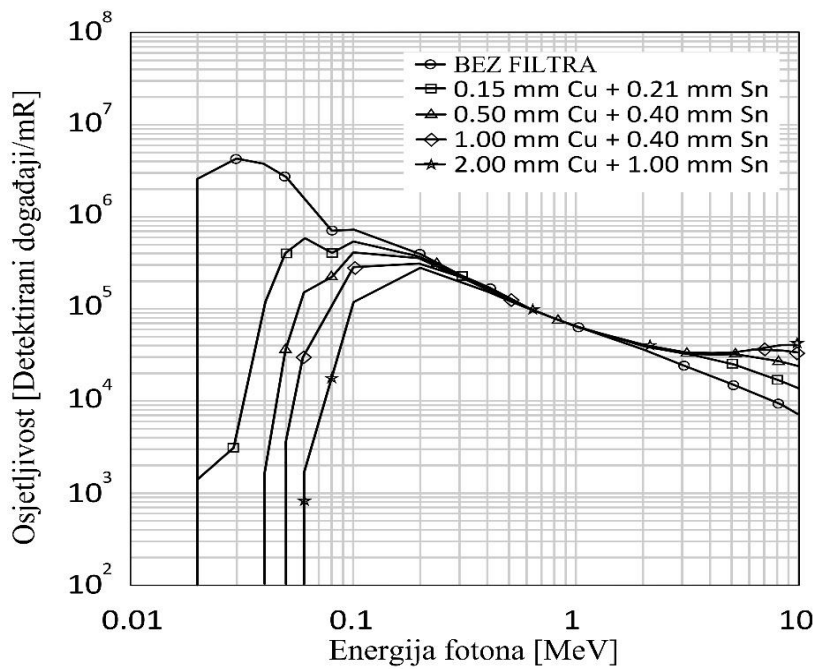
Slika 2.18: Primjer nagomilavanja impulsa. Na slici signala vidljive su komponente pojedinačnih impulsa i signal koji čine nagomilani impulsi (prikazan crvenom linijom) [45].

Ako je detektorski sustav brojačkog tipa, sustav neće razlikovati dva nagomilana impulsa te će biti prisutno mrtvo vrijeme jednako vremenskoj dužini impulsa. Ako je detektor očitavan u strujnom ili nabojskom načinu rada (integracijom signala), mrtvo vrijeme nije prisutno.

Male dimenzije poluvodiča i niski atomski broj silicija znače da je osjetljivost takvih detektora niska za većinu korisnih energija rendgenskih i gama zraka. U silicijskom poluvodiču direktno su detektirani samo fotoni niskih energija (1 - 20 keV) koji uglavnom međudjeluju preko fotoelektričnog efekta [46].

Efikasnost tipične diode pada za nekoliko redova veličine kako energija upadnih fotona raste od keV do MeV [14], [46], [47]. Kako bi se oslabio taj efekt i izravnao energijski odziv, metalni apsorbenti poput bakra i kositra koriste se kao filtri. Takvi filtri atenuiraju fotone niskih energija zbog velikog udarnog presjeka za fotoelektrični efekt, dok pri visokim energijama elektroni iz filtra prelaze u osjetljivi dio diode te pojačavaju odziv.

Slika 2.19 prikazuje odziv tipične PIN diode s i bez energijskog filtra. Iako on djelomično ispravlja (ravna) energijski odziv, još uvijek postoje velika odstupanja u prikazanom rasponu energija. Ako isti detektor primijenimo u poljima zračenja širokog ili nepoznatog spektra energija, takav energijski odziv dovesti će do značajnih pogrešaka u mjerenju.



Slika 2.19: Osjetljivost (u br. detekcija/mR)<sup>7</sup> za tipičnu PIN diodu za rendgenske ili gama fotone kao funkcija energije. Krivulje su prikazane za diodu sa i bez filtra navedenih u legendi [47].

<sup>7</sup> Rendgen je mjerna jedinica izvan SI sustava s nekoliko različitih definicija. ICRU ju je 1950. definirao kao količinu ionizirajućeg fotonskog zračenja potrebnog da nastane  $3 \times 10^9$  ionskih parova po 0.001293 grama suhog zraka [48].

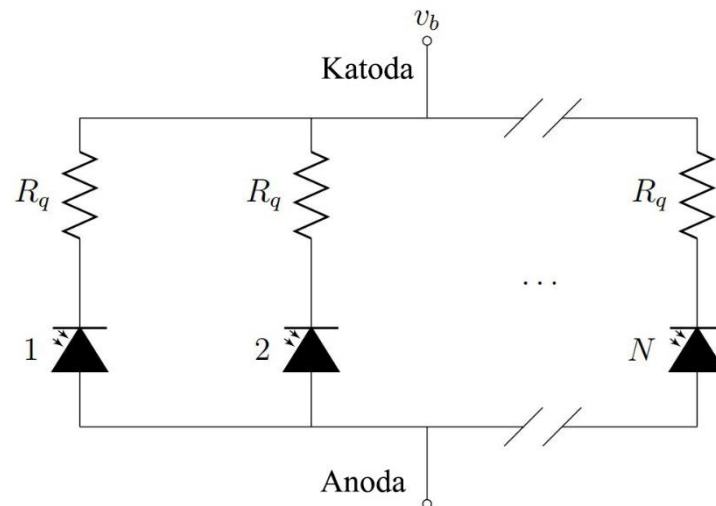
### 2.5.3.2 Lavinska fotodioda

Lavinska je fotodioda (engl. *avalanche photodiode* - APD) p-n spoj povećane osjetljivosti u odnosu na PIN diodu. Male količine naboja proizvedene u diodi kod APD-a su povećane lavinskim procesom koji se odvija u poluvodiču pri visokim naponima. Nosioći naboja ubrzani su dovoljno da kreiraju nove parove elektron-šupljina analogno procesu koji se odvija u proporcionalnim brojačima. Pojačanje APD-a iznosi od 50 do 200. Veće pojačanje sve do  $10^4$  u načelu je moguće, ali za vrijednosti pojačanja veće od nekoliko stotina, APD mora raditi ekstremno blizu napona proboja, kada zbog temperature ovisnosti napon mora biti reguliran [44]. Unutarnje pojačanje omogućuje lakše razlikovanje signala generiranog fotonima niskih energija od šuma i omogućuje bolju energijsku rezoluciju [14]. APD-i temeljeni na siliciju sposobni su detektirati fotone u rasponu od 300 nm do 1000 nm, a oni temeljeni na InGaAs-u osjetljivi su u području od 950 nm do 1700 nm. Zbog toga, APD se u svrhe detekcije ionizirajućeg zračenja uglavnom koristi sa scintilatorima.

Za detekciju pojedinačnih fotona razvijene su lavinske diode osjetljive na pojedinačne fotone (engl. *single-photon avalanche photodiodes* - SPAD). Temeljna razlika između SPAD-a i APD-a jest to što je SPAD dizajniran za rad u obrnutom naponu iznad napona proboja što omogućuje brojanje pojedinačnih fotona. Takav način često se naziva "Geiger" načinom rada zbog analogije s GM cijevima pri kojemu se nosioći naboja, u načelu, umnožavaju bez ograničenja. Lavinski izboj u SPAD-u je samoodrživ ako nije kontroliran mehanizmom gušenja (engl. *quenching*) kojim se smanjuje jakost električnog polja sve dok se dioda ne vrati u početno stanje [49]. Kako bi detektirali fotone, potrebno je implementirati diskriminatorski krug da bi odbacili nepoželjna okidanja. Ta nepoželjna okidanja rezultat su lažnih emisija zarobljenih naboja koji pokreću lavinski izboj u odsutnosti fotona, a nazivamo ih tamnim okidanjima. Njihova prisutnost minimizirana je kroz tehnologiju izrade SPAD-a [49]. Pojačanje SPAD-a najčešće je u rasponu od  $10^5$  do  $10^7$  [49].

### 2.5.3.3 Silicijski fotomultiplikatori

Kada želimo dobiti signal proporcionalan originalnom broju parova elektron šupljina, odnosno broju upadnih fotona (kao što je slučaj sa scintilacijskim detektorima), jedan SPAD nije od interesa.

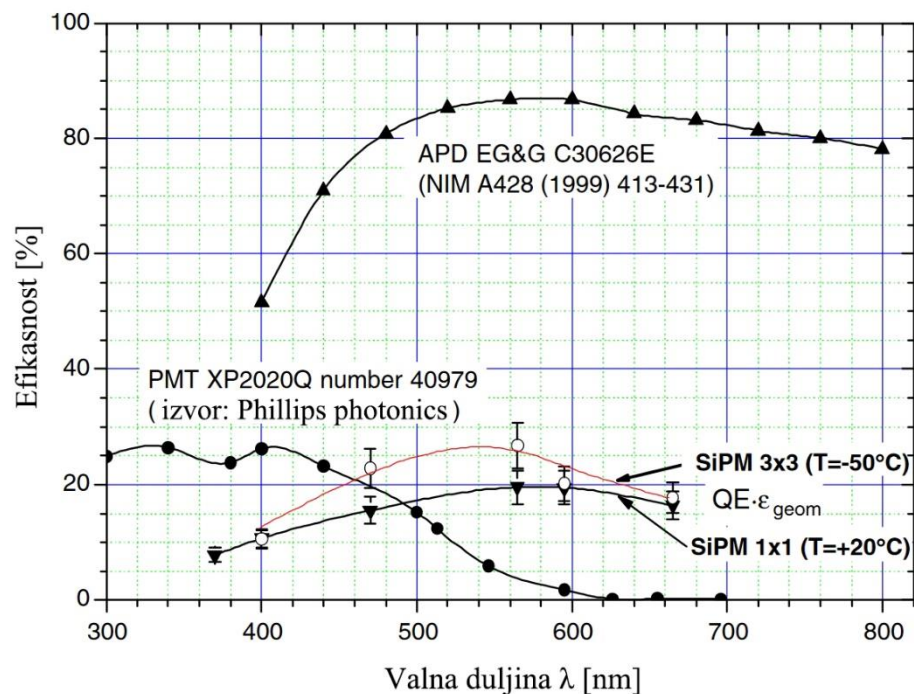


Slika 2.20: Silicijski fotomultiplikator koji čini  $N$  SPAD ćelija (s otpornicima za gušenje lavinskog signala) spojenih u paralelu te pod naponom  $v_b$  [50].

U te svrhe, razvijen je uređaj koji se temelji na velikom broju SPAD-ova. Silicijski fotomultiplikator (engl. *silicone photomultiplier* - SiPM), poznat još kao *multi-pixel photon counter* (MPPC), 2D je matrica mikrometarskih SPAD ćelija proizvedena koristeći CMOS proces na silicijskom čipu. Idealno, veličina pojedine ćelije dovoljno je mala da je vjerojatnost pogotka dviju zraka iz jednog scintilacijskog procesa dovoljno mala. Broj aktiviranih ćelija tada je proporcionalan upadnom broju scintilacijskih fotona. Kako jedan scintilacijski proces rezultira emisijom od nekoliko tisuća fotona, broj ćelija SiPM-a mora biti višestruko veći pa SiPM-ovi s  $10^4$  i više ćelija nisu rijetki. Iako SiPM možemo smatrati detektorom bez mrtvog vremena, u slučaju manje vjerojatne istovremene apsorpcije dvaju fotona u pojedinačnoj ćeliji može doći do ponašanja sličnog mrtvom vremenu. Zbog neosjetljivosti SPAD ćelija na broj fotona koji su ju istovremeno pogodili, ukupan naboj na izlazu i dalje će odgovarati detekciji jednog fotona. Tek nakon što se ispražnjena ćelija oporavi, može doći do detekcije novog fotona. Ako do detekcije dođe prije nego li se ćelija u potpunosti oporavila, naboj na izlazu bit će umanjnjen [51], [52]. Takvi događaji mogu uzrokovati saturaciju koja postaje izraženija kako

se tok upadnih optičkih fotona približava vrijednosti koja stavlja više ćelija u ponovni istovremeni oporavak [53].

Dimenzije SiPM-ova kreću se oko nekoliko desetaka  $\text{mm}^2$ . Vršne vrijednosti napona signala svake SPAD ćelije približno su jednake vrijednosti, za što su zaslužni jednakost ćelija i pojedinačni otpori zaduženi za gušenje lavinskog signala (shema prikazana na slici 2.20). Otpori za gušenje signala implementirani su u pojedinačnim ćelijama, a sve one su spojene u paralelu i proizvode analogni impuls koji je proporcionalan ukupnom broju detektiranih fotona [14]. Slika 2.21 prikazuje usporedbu tipičnih efikasnosti detekcije izražene u postocima optičkih fotona za fotomultiplikatore, APD i SiPM.



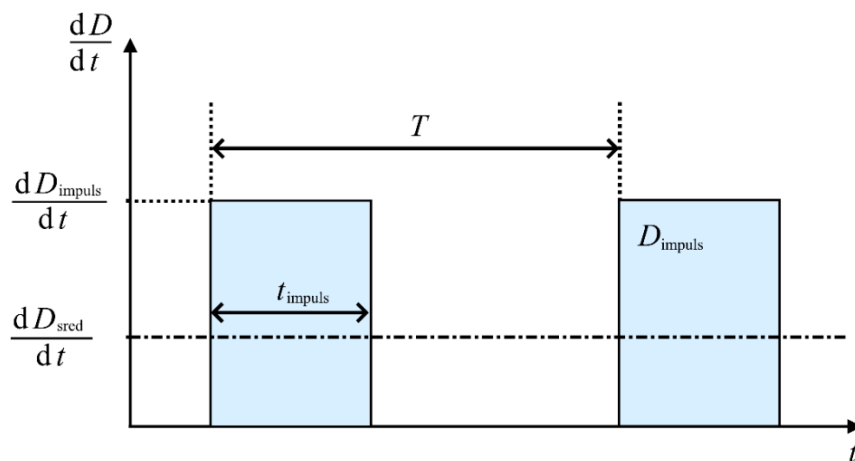
Slika 2.21: Usporedba efikasnosti detekcije optičkih fotona za fotomultiplikator (PMT), lavinske fotodiode (APD) i silicijske fotomultiplikatore (SiPM) [54].

## 2.6 Impulsna polja ionizirajućeg zračenja i njihovi generatori

Impulsna polja ionizirajućeg zračenja prisutna su već dugi niz godina, a njihova definicija varirala je do 2019. kada je objavljena norma IEC 63050 pod nazivom “Radiation protection instrumentation – Dosimeters for pulsed fields of ionizing radiation”. U navedenoj IEC normi impulsna polja ionizirajućeg zračenja, za potrebe ambijentalne i osobne dozimetrije, definirana su kao:

*“Ionizirajuće zračenje koje nema konstantnu brzinu doze u danoj točki prostora za vremenske intervale duže od 10s.” [8].*

Elektroničke generatore ionizirajućeg zračenja najčešće možemo grupirati u one koji rade u kontinuiranom i one koji rade u impulsnom načinu rada. Neovisno o načinu rada, generirano polje zračenja, pa tako i sami izvor, smatramo impulsnim ako je trajanje impulsa ili ekspozicije kraće od 10 s.

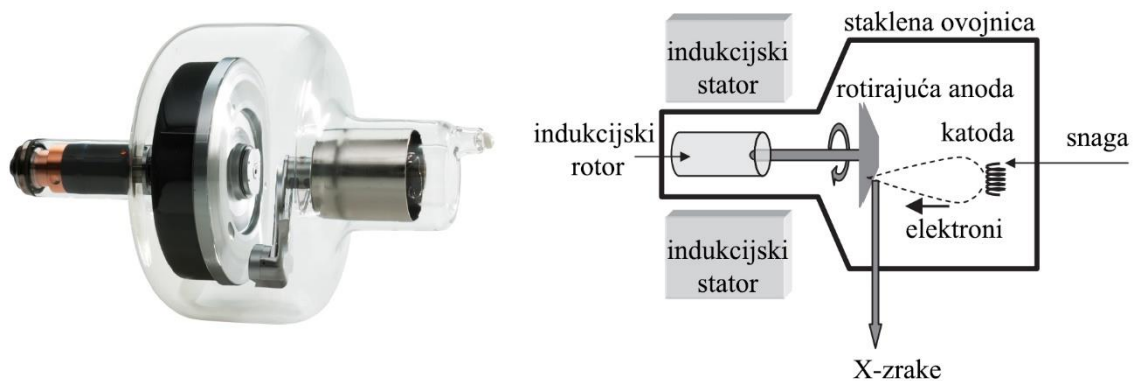


Slika 2.22: Ilustracija idealiziranog impulsnog polja s prikazanim opisnim parametrima.

Slika 2.22 ilustrira idealizirano impulsno polje. Na ordinati je prikazana brzinu doze ( $dD/dt$ ) a apscisi vrijeme ( $t$ ).  $D_{\text{impuls}}$  predstavlja dozu po impulsu a  $dD_{\text{sred}}/dt$  uprosječenu brzinu doze u vremenu.

Generatori impulsnih polja u praksi su uvijek elektroničkog podrijetla, a najčešće uključuju rendgenske uređaje i akceleratorne čestice. Obje vrste generatora prisutne su u medicini, no u ovom radu fokusiramo se na rendgenske generatore.

U planarnoj radiografiji i računalnoj tomografiji (engl. *computed tomography* - CT) izvor rendgenskog zračenja rendgenske su cijevi. Fotografija i shematski prikaz rendgenske cijevi prikazani su na slici 2.23. Sve njene komponente smještene su u kućištu (cijevi) unutar kojega vlada vakuum. Kućište je okruženo uljem koje služi za hlađenje i električnu izolaciju. Cijeli sklop okružen je olovom koje sadrži jedan stakleni prozor kroz koji se emitira rendgensko zračenje.



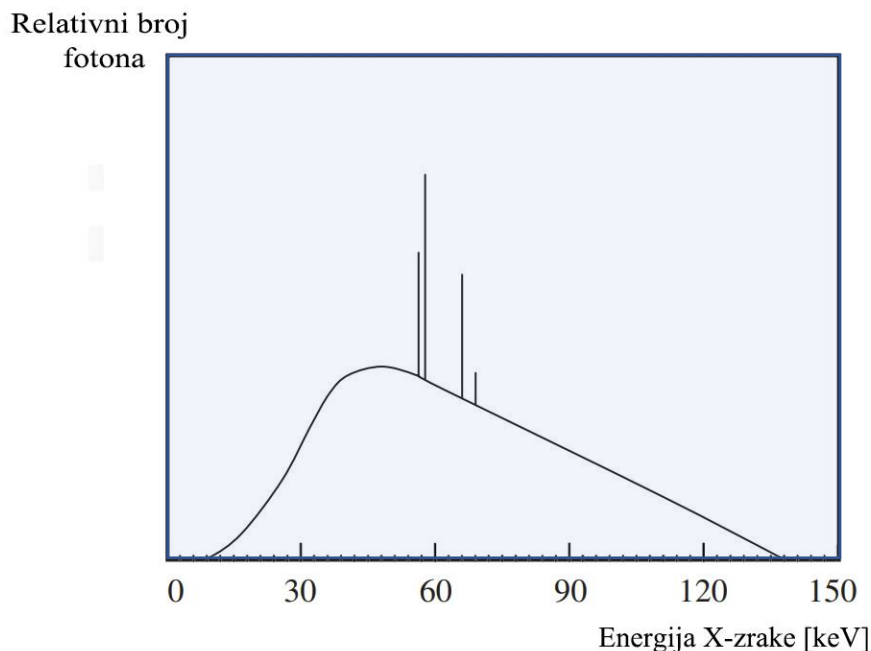
Slika 2.23: Lijevo: Rendgenska cijev zatvorena u staklo unutar kojega vlada vakuum [55]. Desno: Shematski prikaz komponenti rendgenske cijevi. [56].

Rendgensko zračenje proizvodi se pomoću elektronskog snopa koji udara u površinu metalne mete. Negativno nabijena katoda koju čini mala spirala volframove žice kroz koju teče struja koristi se kao izvor elektrona. Kada temperatura žice dosegne  $\sim 2200$  °C, elektroni imaju dovoljno energije kako bi napustili površinu metala. Za koncentraciju elektrona u snop koristi se negativno nabijena fokusirajuća kapica koja okružuje katodu. Meta se stavlja na visok pozitivni napon te se ponaša kao anoda. Razlika potencijala između katode i anode kreće se od dvadesetak do nekoliko stotina kilovolta, ovisno o namjeni. Stvorena razlika potencijala ubrzava elektrone koji udaranjem u metu gube dio kinetičke energije i kroz dva različita mehanizma, generiraju rendgenske zrake [56].

U prvom mehanizmu prolaskom elektrona blizu jezgre atoma dolazi do otklona putanje i usporenja elektrona zbog privlačne sile atomske jezgre. Taj proces rezultira gubitkom kinetičke energije koja je pretvorena u rendgensko zračenje procesom koji zovemo zakočno zračenje (detaljnije opisano u poglavlju 2.1.1 Zakočno zračenje (*Bremsstrahlung*)). Zbog malih dimenzija jezgre atoma najvjerojatniji je djelomični gubitak energije pa se zbog toga proizvodi kontinuirani spektar energija rendgenskog zračenja [56].

Drugi mehanizam odvija se kada elektron iz snopa pogodi snažno vezani elektron mete u K elektronskoj ljusci. Elektron iz K ljuske biva izbačen i nastaje elektronska šupljina koju popunjava elektron iz vanjske ljuske (L ili M). Razlika energije vezanja između ljuski među kojima se dogodila tranzicija odgovara energiji stvorene karakteristične rendgenske zrake (detaljno su opisane u poglavlju 2.1.2 Karakteristično rendgensko zračenje). Karakteristična energija rendgenske zrake ovisi o metalu mete, a metali koji su najčešće u uporabi jesu volfram i molibden, kao i kombinacije molibden rodij [56].

Tipičan spektar energija prikazan je na slici 2.24 gdje se vidi doprinos kontinuiranog spektra i energijske linije karakterističnih rendgenskih zraka.



Slika 2.24: Tipičan energijski spektar rendgenske cijevi [56].



## 2.7 Monte Carlo simulacije i Geant4

Realni problemi u znanosti kao što su fizika i elektrotehnika uključuju kompleksne interakcije velikog broja komponenti. Reprerentacije takvih sustava probabilistički su modeli definirani u višedimenzionalnim prostorima gdje su analitička rješenja često nedostupna.

Monte Carlo je numerička metoda koja simulira kompleksne probabilističke događaje koristeći jednostavne pseudoslučajne događaje kako bi se simulirao kompletan model.

Za potrebe simulacija prolaska čestica kroz materiju razvijeno je nekoliko alata od kojih su najpopularniji MCNP razvijeni u Nacionalnom laboratoriju Los Alamos [57] i Geant4 razvijeni u CERN-u koji je korišten u sklopu izrade ovog doktorskog rada.

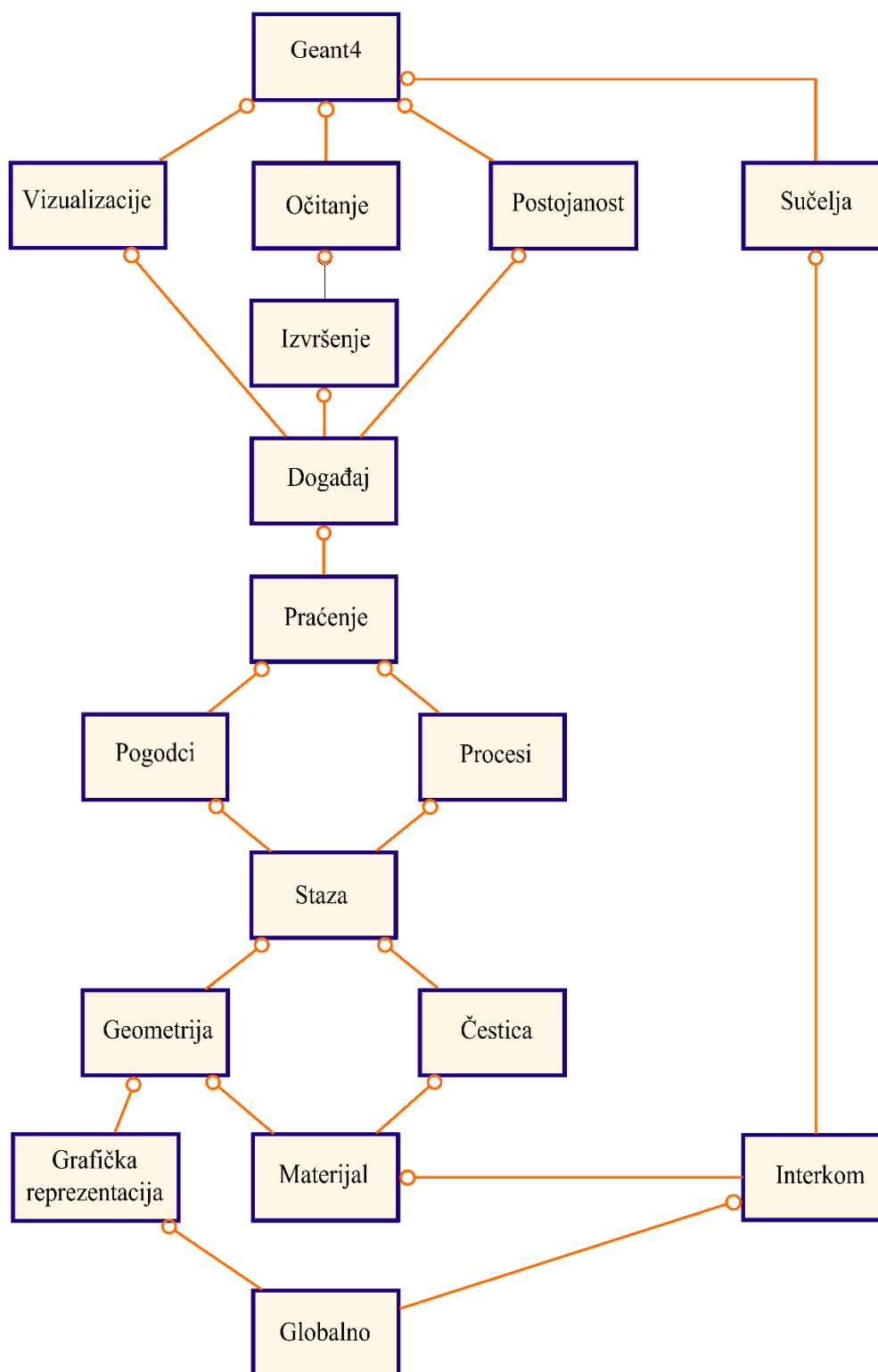
Geant4 je produkt velike svjetske suradnje fizičara i programera, a koristi se u fizici elementarnih čestica, nuklearnoj fizici, projektiranju akceleratora, svemirskom inženjerstvu i medicinskoj fizici [58, str. 4].

Geant4 je objektno orijentirana softverska razvojna platforma otvorenog koda temeljena na C++ programskom jeziku. Sadrži cijeli niz funkcionalnosti kao što su praćenje čestica, geometrija, fizikalni modeli itd.

Dostupni fizikalni procesi pokrivaju sveobuhvatan raspon koji uključuje geometriju sustava, razne materijale, subatomske čestice, kemijske elemente, generaciju primarnih čestica u eksperimentu, praćenje čestica u materiji, vanjska elektromagnetska polja, fizikalne procese međudjelovanja čestica, odziv osjetljivih dijelova detektora, vizualizaciju eksperimenta i putanju čestica, optičke procese itd. Događaje je moguće simulirati u širokom spektru energija počevši od 250 eV sve do TeV.

Geant4 koristi C++ programski jezik za kreiranje simulacije. Tipična simulacija uključuje generator događaja (npr. rendgenski generator), simulaciju detektora, rekonstrukciju i analizu podataka. Slika 2.25 prikazuje sedamnaest glavnih kategorija visoke razine i ovisnost jedne kategorije o drugoj. Kategorije na dnu dijagrama koriste virtualno svaka viša kategorija i pružaju temelj cijeloj platformi.

One uključuju globalnu kategoriju koja pokriva sustav mjernih jedinica, konstante, numeriku i rad sa slučajnim brojevima. Materijali, čestice, grafička reprezentacija i geometrija koriste se za opis detektora i navigaciju u geometrijskom modelu. Interkomi omogućuju interakciju Geant4 i korisničkog sučelja, komunikaciju između nezavisnih modula te se koriste kao repozitorij za dodatne module kao što su brze simulacije i vizualizacije. Gornje kategorije potrebne su za opis praćenja čestica i fizikalne procese kojima one podliježu.



Slika 2.25: Blok dijagram Geant4 platforme [58].

Kategorija staza sadrži klase za staze čestica i korake koje koristi kategorija procesi u kojoj su implementirani modeli fizikalnih interakcija. Kategorija događaj upravlja događajima pomoću zapisa njihovih staza, a kategorija “očitanje” obuhvaća skup događaja koji dijele zajednički snop i detektorsku implementaciju [58].

U doktorskom radu postojala je potreba za određivanjem energijskog odziva detektora i njegove korekcije uporabom energijskog kompenzacijskog filtra. Klasična metoda određivanja energijskog odziva uključuje niz ozračivanja detektora u referentnim uvjetima na različitim energijama ISO snopova [59]. Područje nižih energija do približno 200 keV generira se pomoću kalibracijskog rendgenskog uređaja. Ozračivanje pri višim energijama postiže se izlaganjem različitim radionuklidima kao što su  $^{137}\text{Cs}$  (661,7 keV) i  $^{60}\text{Co}$  (1,1732 MeV i 1,3325 MeV).

Koristeći navedene metode ozračivanja, a da bi se dizajnirao energijski kompenzacijski filter, potrebno je proizvesti velik broj filtera različitih geometrija sačinjenih od različitih materijala. Filtre je zatim potrebno ugraditi u detektorski sustav i svaki posebno ozračiti na nizu energija.

Efikasniji pristup određivanju energijskog odziva i dizajnu filtra pružaju Monte Carlo simulacije transporta čestica kroz materiju. Detaljan opis simulacija napravljenih u sklopu doktorskog rada nalazi se u poglavlju 5.3.

### 3 PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

#### 3.1 Tehničke značajke postojećih dozimetara

Istraživanja tehničkih značajki dozimetrijske instrumentacije, posebno osobnih i ambijentalnih dozimetara, vrlo su aktivna. Ginjaume i sur. 2007. godine objavili su pregled [60] aktivnih elektroničkih osobnih dozimetara koji su tada bili u uporabi u Europskoj uniji. Uočili su kako samo dvanaest od tridesetjednog ispitano dozimeta zadovoljavajuće mjeri fotone energija nižih od 50 keV. Taj parametar je presudan kod izloženosti zračenju u medicini gdje je dominantan doprinos dozi u energijskom području od 10 keV do 60 keV.

Ankerhold i sur. 2009. godine objavili su studiju [61] o nedostacima aktivnih elektroničkih dozimetara tijekom mjerenja u impulsnim poljima. U okviru toga istraživanja, provedena su testiranja osobnih i ambijentalnih dozimetara. Dozimetri su bili ozračeni u dva impulsa polja generirana pomoću medicinskog dijagnostičkog rendgena Siemens Polymat 50 i industrijskog rendgena Golden Engineering XR200. Kao referentni instrument korištena je ionizacijska komora za mjerenje  $H^*(10)$  razvijena u njemačkom nacionalnom metrološkom institutu (Physikalisch-Technische Bundesanstalt - PTB) koja je certificirana kao sekundarni mjerni standard.

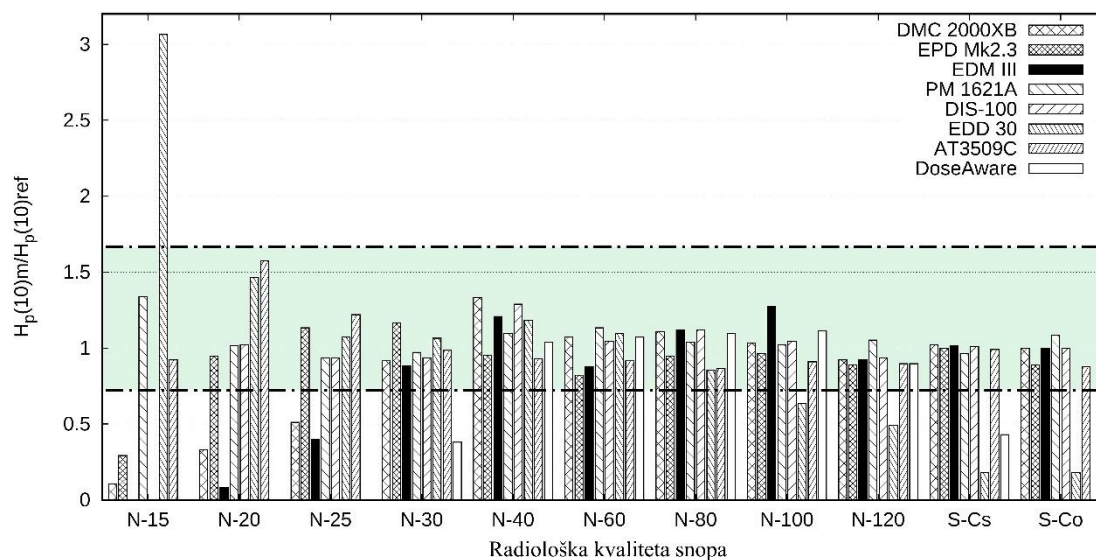
Niti jedan od testiranih mjernih uređaja nije rezultirao mjernom pogreškom unutar prihvatljivih granica definiranih IEC normama (poglavlje 2.4). To je tehničke karakteristike elektroničkih dozimetara u impulsnim poljima smjestilo u fokus istraživanja.

Kasnije, u sklopu ORAMED projekta [62], osam različitih elektroničkih osobnih dozimetara testirano je za uporabu u intervencijskoj radiologiji i kardiologiji. Većina dozimetara koristila je PIN diode kao detektore s iznimkom Polimaster PM1621A dozimetra s GM cijevi i Rados DIS-100 dozimetra s DIS detektorom. Mjerenja provedena u kontinuiranom i impulsnom rendgenskom polju pokazala su kako većina dozimetara ima odgovarajući kutni odziv i odziv na brzinu doze u kontinuiranom polju. Energijski odziv osobnih dozimetara izmjeren je u referentnim uvjetima u ISO snopovima [59] označenim kao:

$$N-V_{\text{cijevi}}, V_{\text{cijevi}} = \{10, 15, 20, 25, 30, 40, 60, 80, 120, 150, \dots\} \text{ [kV]} \quad (3.1)$$

$$S\text{-radionuklid}, \text{ radionuklid} = \{\text{Co}, \text{Cs}\} \quad (3.2)$$

gdje N označava uski tip rendgenskog snopa (od engl. *Narrow spectrum*),  $V_{cijevi}$  predstavlja napon na rendgenskoj cijevi u kV (npr. N-60), a S (od engl. *source*) označava da je izvor zračenja radionuklid (npr. S-Cs). Izmjereni energijski odziv prikazan je na slici 3.1.



Slika 3.1: Energijski odzivi za osam različitih dozimetara testiranih u okviru ORAMED projekta [62]. IEC 61526 gornje i donje granice označene su s crtkano-točkastom linijom.

Energija zračenja označena je na apscisi, a normirani odziv na referentnu vrijednost mjerne veličine prikazan je na ordinati. Odziv kroz cijelo područje ISO rendgenskih snopova unutar je IEC 61526 [36] granica (0,71-1,67), kao i od S-Co energije do ISO N-30 za sve dozimetre, osim EDD 30 i DoseAware modela. EDD 30 imao je zadovoljavajući odziv od N-80 do N-20, a DoseAware od N-120 do N-40. PM1621A s GM cijevi i Atomex AT3509C, temeljen na PIN diodi, jedini su dali zadovoljavajući odziv pri izlaganju N-15 snopu, ali je GM dozimetar imao značajnu divergenciju u odzivu na brzinu doze. Mjerenja doze, provedena u impulsnom polju frekvencije 10 Hz i širine impulsa 20 ms, dala su usporedive rezultate onima u kontinuiranom polju s blagim podcjenjivanjem pri većim brzinama doze iznad nekoliko Sv/h. Iznimka je bio GM dozimetar koji u impulsnom polju nije dao nikakav signal.

Kržanović i sur. [63] testirali su 2017. godine deset aktivnih osobnih dozimetara u različitim snopovima. Zaključili su da većina aktivnih osobnih dozimetara radi jednako ili bolje od pasivnih za većinu radioloških izloženosti, odnosno energija većih od 80 keV. Neki dozimetri u mogućnosti su mjeriti i niže energije, ali za takve snažno preporučuju tipsko testiranje (tipsko testiranje pojašnjeno je u poglavlju 2.4).

Friedrich i Hupe 2018. godine publicirali su rad [64] u kojem su istražili karakteristike pet različitih elektroničkih ambijentalnih dozimetara u impulsnim poljima. Mjerenja su bila provedena varirajući ukupnu dozu po impulsu i širinu impulsa s mogućnošću odabira njihove širine sve do 0,4  $\mu$ s. Prikazali su kako svi testirani dozimetri u načelu mogu mjeriti dozu u impulsnim poljima, pri čemu parametri polja zračenja i specifikacije instrumenta moraju biti uzete u obzir. Utvrdili su da ako instrument nema mogućnost ručnog odabira mjernog područja, već samo automatski odabir, instrument neće točno mjeriti u impulsnim poljima zbog vremena potrebnog za prebacivanje mjernog područja.

Treba naglasiti da ako elektronički dozimetar može točno mjeriti dozu u impulsnom polju, ne znači da automatski točno mjeri i brzinu doze. U istom istraživanju, Friedrich i Hupe su pokazali kako niti jedan od ispitivanih dozimetara nije bio u mogućnosti točno izmjeriti brzinu doze tijekom impulsa.

Hupe i sur. 2019. godine istražili su odziv na brzinu doze u impulsnim poljima za deset različitih aktivnih dozimetara. Njihova mjerenja pokazala su kako maksimalna deklarirana brzina doze koju uređaj može mjeriti, a koja je dokumentirana u specifikacijama uređaja vrijedi samo za mjerenja u kontinuiranim poljima. Za impulsna polja raspon mjerljive brzine doze je uži.

## 3.2 Nova postignuća

Za vrijeme istraživanja u sklopu ovoga doktorskog rada, razvoj novih tehnologija primjenjivih na osobne i ambijentalne dozimetre fokusiran je većinom na razvoj novih poluvodičkih i scintilacijskih detektora radi prevladavanja loših tehničkih karakteristika u impulsnim poljima i za niske energije fotonskog zračenja [9]. Zbog ograničenja u veličini i cijeni, scintilacijski dozimetri rijetki su među ambijentalnim, a gotovo da ne postoje među osobnim dozimetrima. Klasične fotomultiplikatorske cijevi za očitavanje zahtijevaju napon od nekoliko kV, velikih su dimenzija, krhke i osjetljive na vanjska magnetska polja. Nedavni napredak u tehnologiji silicijskih fotomultiplikatora (SiPM) učinio ih je usporedivim, a u nekim aspektima boljima od svojih klasičnih izvedbi. SiPM-ovi su kompaktni, robusni, rade na niskom naponu i nisu osjetljivi na vanjska magnetska polja. To je prirodno potaknulo nova istraživanja o uporabi SiPM tehnologije u osobnim i ambijentalnim dozimetrima.

Znanstvenici istražuju i razvijaju instrumentaciju utemeljenu na SiPM tehnologiji za detekciju neutrona te rendgenskog i gama zračenja. U istraživanju koje su proveli Foster i Ramsden [65] 2008. godine, razvijen je prototip neutronske detektora s matricom SiPM-ova spojenih na scintilacijski kristal LiI(Eu). Rezultati su pokazali da je detektor usporediv s već afirmiranim He-3 cijevima. Ubrzo nakon toga, 2009. godine, razvijen je SiPM radijacijski detektor za potrebe dozimetrije pacijenta u stvarnom vremenu tijekom mamografije [66]. Godine 2015., Yoo i sur. [67] optimizirali su geometriju scintilacijskog kristala ScI(Tl) za uporabu u kompaktnim uređajima. Konačan rezultat bila je geometrija zašiljenog valjka radijusa 5 mm i duljine 5 mm.

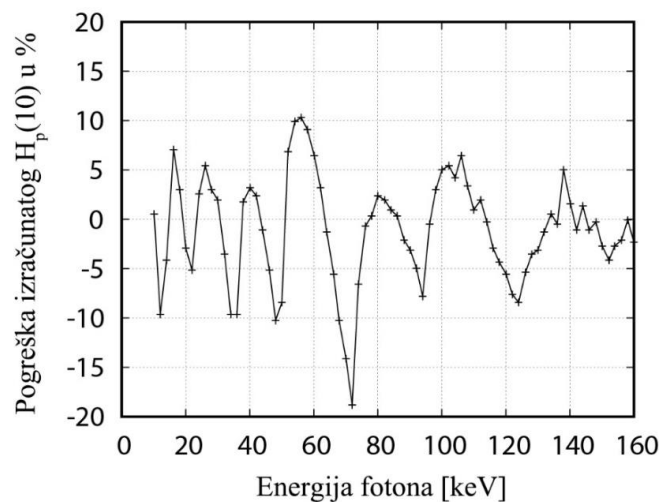
Sva do sada spomenuta istraživanja koristila su pojačalo na izlazu s detektora iz kojega je signal odveden u digitalizator impulsa gdje su podaci bili prikupljeni te naknadno *offline* analizirani na osobnom računalu.

U istraživanju provedenom 2017. godine Buzhan i sur. [68] razvili su uspješan prototip  $H^*(10)$  dozimetra koji koristi SiPM spojen na scintilacijski kristal CsI(Tl). Dozimetar karakterizira dinamički raspon mjerenja brzine doze od 0,1  $\mu\text{Sv/h}$  do 10  $\text{mSv/h}$  i energijski raspon od 50 keV do 3 MeV. Energijski odziv korigiran je kreirajući jedanaest energijskih područja pri čemu je odziv svakog područja moguće podesiti koristeći težinske faktore preko u tu svrhu razvijene elektronike.

Druge istraživačke grupe krenule su u smjeru istraživanja korištenja CMOS poluvodičkih detektora za dozimetrijska mjerenja.

U istraživanju Michel i sur. [69] iz 2009. godine, istražena je primjena fotonsko-brojačkog matričnog detektora izrađenog u CMOS tehnologiji za mjerenja niskih doza u području niskih energija. Detektor je razvijen u sklopu Medipix suradnje [70], a sastoji se od matrice PIN dioda organiziranih u 256 redova i 256 stupaca s ćelijama širine 55  $\mu\text{m}$  i namjenski specifičnog integriranog sklopa (ASIC) za akviziciju i analizu signala. Inicijalno je razvijen kao novo rješenje za potrebe detektora zračenja za različite modalitete oslikavanja koristeći rendgenske i gama zrake. Rad detektora temeljen je na sljedećem: nakon apsorpcije zračenja, generirani naboj uspoređen je s podesivim pragom diskriminacije u ASIC-u, te će biti pribrojen ako generirani naboj prelazi postavljeni prag.

Budući da detektor nije tkivno ekvivalentan i postoji samo jedan diskriminator po pikselu, cijeli detektor podijeljen je u osam regija s različitim pragom diskriminacije. To omogućuje korekciju energijskog odziva koji je prikazan na slici 3.2. Autori tvrde kako je detektor u mogućnosti mjeriti brzine doze od vrlo niskih sve do 57 Sv/h za  $H_p(0.07)$  i 19 Sv/h za  $H_p(10)$  pri energijama od 20 keV odnosno 15 keV.



Slika 3.2: Simulirana sustavna pogreška rekonstruirane  $H_p(10)$  doze za CMOS detektor s energijskom kompenzacijom metodom razlikovanja ulaznog zračenja kroz osam energijskih područja [69].

Značajan korak naprijed napravili su Wong i sur. [71] koji su razvili ASIC matrični detektor specifično za potrebe dozimetrije. Razvijeni ASIC radi analogno digitalnu pretvorbu i predprocesiranje signala na razini pojedinačnog kanala. Koncentrirali su se na dozimetrijska mjerenja gdje je potrebno prikupiti točnu, vremenski specifičnu informaciju o polju ionizirajućeg zračenja te spektralne informacije koja se moraju moći očitati u stvarnom vremenu. Kao primjer prikazali su uspješna mjerenja osobnog doznog ekvivalenta profesionalne izloženosti impulsnim medicinskim rendgenima. Energija deponirana u detektoru



mjerena je upotrebljavajući metodu mjerenja vremena koje je signal proveo iznad naponskog praga, što omogućuje oblikovanje energijskog odziva.

Conti i sur., motivirani lošim karakteristikama odziva osobnih elektroničkih dozimetara u području niskih energija i impulsnim poljima, istražili su karakteristike drugih CMOS senzora koji se koriste u sustavima za medicinska oslikavanja [72]. Odlučili su se za korištenje aktivnog matričnog senzora (engl. *active pixel sensor* - APS). Već je utvrđeno da CMOS senzor ima prihvatljivu efikasnost za rendgenske zrake energija do desetak keV gdje postiže rezoluciju (puna širina na sredini maksimuma – engl. *full width at half maximum* - FWHM) od 3% do 4% [73], [74]. U eksperimentalnom postavu koristili su poli(metil-metakrilat) (PMMA) ploče kako bi raspršili rendgenske fotone iz angiografskog rendgenskog generatora. Mjerenja su odrađena u kontinuiranom i impulsnom polju širine pojedinih impulsa 1.9 ms. Upotrijebili su vlastiti algoritam s dva praga kako bi dobili informacije o broju detektiranih fotona i zbroju rekonstruiranih signala fotona. Utvrdili su korelaciju između tih dviju vrijednosti s mjernom nesigurnosti ispod 10%. Mjerenja su uspoređena s TLD dozimetrima, a razlika je bila unutar 10% za mjerenja u kontinuiranom i u impulsnom polju.

Cogliati i sur. 2014. godine publicirali su studiju o uporabi CMOS senzora namijenjenog za kameru mobilnog telefona, za detekciju i klasifikaciju gama zračenja [75]. Njihova ideja temelji se na činjenici da su CCD i CMOS optički senzori (često prisutni u mobilnim uređajima), osim na vidljivu svjetlost, također osjetljivi na ionizirajuće zračenje. Rezultati istraživanja pokazali su kako se senzor kamere može upotrijebiti kao nisko osjetljiv mjerac brzine doze te je moguće rekonstruirati ograničenu informaciju o spektru upadnog zračenja, ukoliko je poznat upadni kut.

Klein i sur. 2015. godine patentirali su metodu [76] za detekciju zračenja koristeći kameru mobilnog telefona. U patentu tvrde kako je senzor kamere osjetljiv na ionizirajuće zračenje te naglašavaju “posebno na impulsna zračenja visokih energija”. Klein je napravio i mobilnu aplikaciju “Radioactivity counter” za Android i iOS mobilne uređaje koja bi im omogućila detekciju ionizirajućeg zračenja.

Isto tako, 2015. godine, Zang i sur. publicirali su rad o razvoju hibridnog CMOS piksel detektora [77] temeljenog na idejama Medipix suradnje i istraživanju Wong i sur. [71]. Detektor čini matrica sastavljena od  $16 \times 16$  kvadratnih piksela s 12 redova ( $200 \mu\text{m} \times 200 \mu\text{m}$ ) i 4 reda ( $55 \mu\text{m} \times 55 \mu\text{m}$ ) silicijske osjetljive površine, te sloj CdTe detektora. Svakom osjetljivom sloju, dodan je ASIC sloj za očitavanje detektora. Detektor razlikuje energije u 16 energijskih područja što se zatim koristi za ispravljanje energijskog odziva.

Trend korištenja CMOS detektora nastavili su Rubović i sur. [78] koji su započeli razvoj dozimetra temeljenog na novoj generaciji hibridnih piksel CMOS senzora gdje prvi sloj čini 300 µm debeli sloj silicijskog poluvodiča, a drugi sloj ASIC za prikupljanje i obradu signala. Detektor ima mogućnost utvrđivanja energije apsorbirane u svakom pikselu i identifikacije tipa upadnog zračenja morfološkom analizom putanje čestice registrirane u detektoru. Uspješno su demonstrirali implementaciju detektora kao dozimetra rendgenskih/gama zraka u ISO snopovima zračenja od N-100 do N-300 [59], te ozračivanjem sa  $^{137}\text{Cs}$  (S-Cs) i  $^{60}\text{Co}$  (S-Co) snopovima [59] u brzinama kerme od 1 mGy/h do 10 mGy/h. Utvrdili su kako silicijski detektor debljine 300 µm ima svoja ograničenja zbog relativno niskog atomskog broja ( $Z = 14$ ) i kako je fotoelektrični efekt bio primarna interakcija samo za fotone energija do ~100 keV. Njihovi budući planovi uključuju mjerenja u višim brzinama kerme, eksperimente u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja te eksperimente s CdTe i GaAs matričnim detektorima.

Servoli i sur. [79] publicirali su 2018. godine istraživanja o vlastitom prototipu osobnog dozimetra temeljenom na APS detektoru koji ima mogućnost bežičnog očitavanja doze u stvarnom vremenu. Dozimetar je testiran u impulsnim poljima i evaluiran je kao dokaz koncepta na više od pedeset kliničkih procedura. Grupa tvrdi kako dozimetar ima relativnu preciznost mjerenja osobnog doznog ekvivalenta  $H_p(10)$  i linearnost odziva unutar 10%.

Osim razvoja scintilacijskih i poluvodičkih dozimetara, manji dio istraživanja koncentriran je na daljnji razvoj plinskih detektora.

Kuzmanović i sur. [80] publicirali su 2019. godine rad o razvoju ambijentalnog dozimetra s fokusom na spuštanje cijene instrumenta, što bi ga učinilo dostupno širem broju korisnika, uključujući građane. Upotrijebili su komercijalno dostupan nekompenzirani GM detektor koji su omotali u 400 µm i 600 µm tanku olovnu foliju s prorezima kako bi ostvarili energijsku kompenzaciju. Energijski odziv mjeren je u ISO kvalitetama zračenja [59] od N-40 do N-200, S-Cs, i S-Co. Kutni odziv izmjeren je izlaganjem iso snopovima N-40 i N-100 za različite debljine i širine proreza. Temeljem tih mjerenja odabrana je optimalna konfiguracija filtra.

Isto tako, 2019. godine Singh i Kulkarni [81] objavili su svoj rad o razvoju ionizacijske komore za mjerenja fotonskih zračenja niskih i srednjih energija. Razvijena ionizacijska komora sastoji se od 10 mm debelih PMMA stjenki koje zatvaraju volumen od 225 cm<sup>3</sup>. Energijski odziv komore mjeren je u širokom rasponu energija ISO snopova [59]. Strujni signal komore mjeren je elektrometrom. Komora je prikazala gotovo ravan energijski odziv na  $H^*(10)$  veličinu za energije od 30 keV do 210 keV.

## 4 PROBLEM MJERENJA U IMPULSNIM POLJIMA IONIZIRAJUĆEG ZRAČENJA

Komercijalno dostupni dozimetri koriste PIN diode, Geiger Müller cijevi ili scintilacijske detektore kao senzore [9]. Opisano je kako ih većina radi kao brojački instrumenti koji generiraju jedan logički impuls po detektiranom događaju [82]–[84]. Za brojački instrument mjerenu dozu možemo prikazati sljedećim modelom:

$$G_{dose} = K \cdot G_{count} \cdot n_{count} \cdot k_{dead,int} \quad (4.1)$$

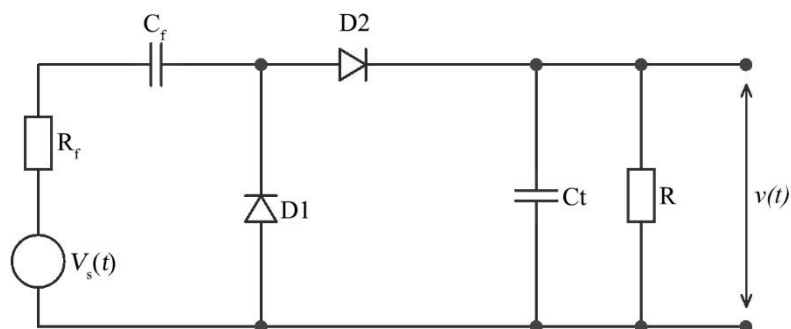
gdje je  $G_{dose}$  prikazana izmjerena doza,  $G_{count}$  doza po detektiranom impulsu,  $n_{count}$  broj detektiranih impulsa,  $k_{dead,int}$  korekcijski faktor mrtvog vremena i  $K$  produkt svih ostalih korekcijskih faktora svojstvenih dozimetru [82].

Mrtvo vrijeme je intrinzično svojstvo svih brojačkih instrumenata, a predstavlja period koji slijedi odmah nakon detekcije, za vrijeme kojega sustav nije u mogućnosti zabilježiti novi događaj.

Mjerenja brzine doze predstavljaju intuitivan i direktan način indikacije brzine kojom se akumulira doza. ICRU je definirala brzinu doznih ekvivalenata kao derivaciju doznih ekvivalenata u vremenu.

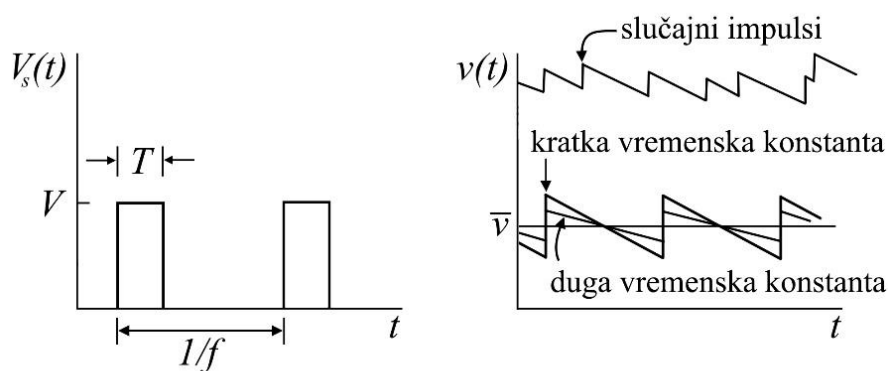
Razmotrimo hipotetski detektor bez mrtvog vremena koji na izlazu proizvodi infinitezimalno kratke impulse u kojem ćemo zanemariti efekte efikasnosti detektora. Ako slijepo primijenimo ICRU definiciju brzine doze, zbog kvantne prirode zračenja, brzina doze bila bi niz infinitezimalno kratkih impulsa što nije pretjerano korisno.

Kako bi ostvarili koristan rezultat mjerenja, mjerenja se usrednjavaju s nekom vremenskom konstantom. Kod brojačkog dozimetra u svome najčešćem obliku, strujni krug za mjerenje brzine doze možemo prikazati diodnom pumpom [14] čija je shema prikazana na slici 4.1.



Slika 4.1: Shema diodne pumpe u primjeni za mjerenje brzine doze [14].

Impulsi iz detektora kondicionirani su tako da su svi jednakoga oblika i svaki impuls predstavlja jedan detektirani događaj. Na shemi prikazanoj na slici 4.1 te impulse predstavlja generator signala  $V_s$  i otpor  $R_f$ . Svaki impuls predaje malu količinu naboja kondenzatoru  $C_t$  koji se kontinuirano prazni preko otpornika  $R$ . Ako je frekvencija impulsa konstantna, doći će do ravnoteže pri kojoj će brzina punjenja kondenzatora biti jednaka njegovu pražnjenju. Tada će napon na kondenzatoru biti proporcionalan brzini doze. Ako dođe do nagle promjene u mjerenoj brzini doze, nova ravnoteža biti će postignuta unutar nekoliko vremenskih konstanti (vrijeme odziva) koje su u ovom primjeru produkt  $R$  i  $C_t$ . Cijeli proces ilustriran je na slici 4.2.



Slika 4.2: Grafički prikaz ulaznih impulsa (lijevo) i impulsa na izlazu diodne pumpe za mjerenje brzine doze (desno) [14].

Za jedan često korišteni mjerni instrument Thermo FH 40 G-L ambijentalni dozimetar [85], u sklopu ovoga doktorskog rada, izmjereno je vrijeme odziva za mjerenja brzine doze. Mjereno je vrijeme odziva na skokovitu pobudu naglim izlaganjem brzini doze od 18  $\mu\text{Sv/h}$  generiranu gama zrakama Cs-137 (662 keV). Prosječno vrijeme porasta (10% - 90% od prikazane vrijednosti) bilo je 6,5 s.

TABLICA 1  
VRIJEME ODZIVA I RASPON MJERENJA BRZINE DOZE  
ZA KOMERCIJALNE AMBIJENTALNE DOZIMETRE

Model	Vrijeme odziva $d/dt H^*(10)^a$	Raspon brzine doze <sup>a</sup>
Thermo Scientific FH 40 G-L	2 s – 60 s <sup>b</sup>	0 – 100 mSv/h
Thermo Scientific FHZ 672 E-10	tip. 2 s, maks. 3 s	0.001–100 $\mu\text{Sv/h}$
Fluke RaySafe 452	2 s	0 $\mu\text{Sv/h}$ – 1 Sv/h
Fluke 451P	2 s – 5 s	0 – 50 mSv/h
Fluke 451B	2 s – 8 s	0 – 500 mSv/h
Automess 6150AD6	8 s, 1 s – 2 s za nagle značajne promijene u brzini doze.	0.00 $\mu\text{Sv}$ – 99.9 mSv

<sup>a</sup> Deklarirano od proizvođača

<sup>b</sup> Vrijeme odziva ovisi o brzini doze te se smanjuje kako brzina doze raste.

Pregledom dostupnih podataka proizvođača uspoređeno je vrijeme odziva i raspon mjerljivih brzina doze za Thermo FH 40 G-L i neke druge dozimetre, a usporedba je prikazana u tablici 1.

Takva vremena odziva prihvatljiva su pri mjerenju kontinuiranih, ali ne i impulsnih polja ionizirajućeg zračenja, jer ako je ekspozicija kraća od vremena odziva dozimetra, dogoditi će se podcjenjivanje i do nekoliko redova veličine [9].

Ako definiramo osjetljivost detektora  $S$  kao broj impulsa po mjerenoj dozi, za dano povećanje doze  $\Delta D$  u nekom vremenu  $\Delta t$ , frekvenciju detekcije  $f$ , možemo izraziti kao:

$$f = S \frac{\Delta D}{\Delta t} \quad (4.2)$$

Do saturacije brojačkog dozimetra doći će pri mjerenju maksimalne mjerljive brzine doze  $(dD/dt)_{max}$  koja je određena maksimalnom frekvencijom detekcije  $f_{max}$  i osjetljivošću detektora  $S$  [86].

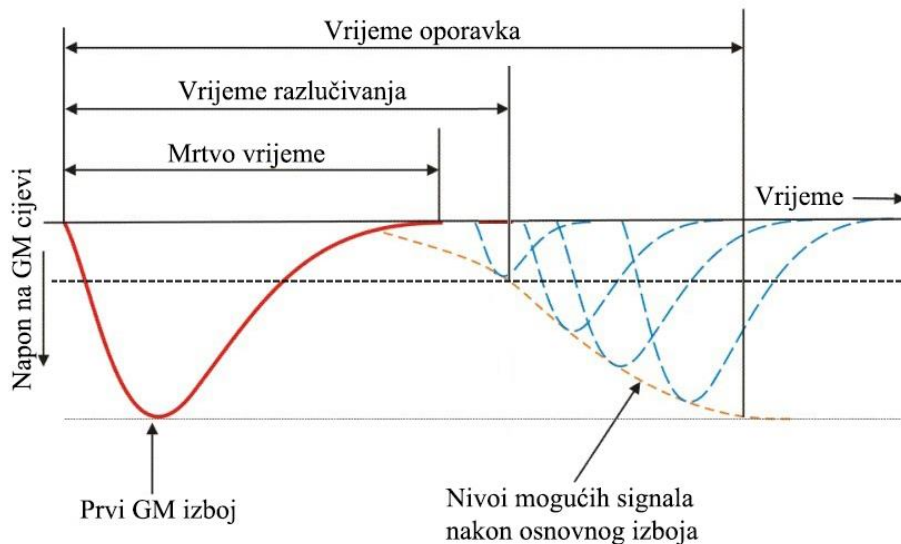
Vrijeme između događaja najbolje opisujemo Poissonovom distribucijom. Tada je, za specifično mjerenje, koeficijent varijacije za  $f$  približno jednak:

$$c_v = \frac{\sigma}{\mu} \cong \frac{1}{f \Delta t} = \frac{1}{S \Delta D} = \frac{1}{S \frac{dD}{dt} \Delta t} \quad (4.3)$$

gdje je  $\sigma$  standardna devijacija, a  $\mu$  srednja vrijednost. Koeficijent varijacije obrnuto je proporcionalan osjetljivosti detektora, brzini doze i trajanju mjerenja. To nam govori kako dovoljan broj događaja mora biti prikupljen kako bi dobili statistički značajno mjerenje. Za mjerenje kratkih impulsa ionizirajućeg zračenja, vrijeme mjerenja mora biti kratko. Brzina doze je intrinzično svojstvo mjenog polja zračenja. Tako da bismo uz kraće vrijeme mjerenja zadržali mali koeficijent varijacije, osjetljivost detektora mora biti veća [86].

Kako bi zadržali  $(dD/dt)_{\max}$  konstantnim za veću osjetljivost detektora, prema jednadžbi (4.2), maksimalna frekvencija detekcije mora biti povećana [86].

Kao što je već spomenuto, kod svih brojačkih dozimetara, nakon detekcije pojedinog kvanta zračenja prisutno je mrtvo vrijeme za koje detektor nije u mogućnosti detektirati novi događaj. Ako za primjer uzmemo Geiger Müllerovu cijev, prisutno je vrijeme oporavka potrebno da bi impuls detektiranog događaja rezultirao impulsom pune amplitude (slika 4.3).



Slika 4.3: Signali iz Geiger Müllerovog detektora [17].

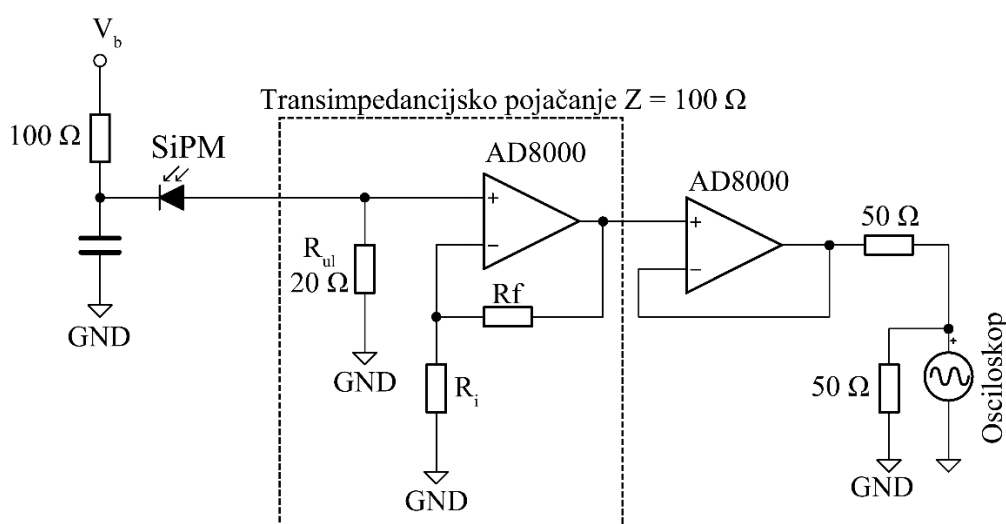
Ako signal ne postigne amplitudu veću od praga osjetljivosti, on neće biti detektiran. Vrijeme potrebno da signal postigne vrijednost iznad praga osjetljivosti zovemo vremenom razlučivanja. Tipične vrijednosti mrtvog vremena za Geiger Müllerove detektore kreću se oko nekoliko stotina mikrosekundi [87].

Zbog nemogućnosti detekcije tijekom mrtvog vremena, mrtvo vrijeme smanjuje maksimalnu frekvenciju detekcije i osjetljivost detektora.

## 5 MATERIJALI I METODE

Cilj ovog doktorskog rada bio je razviti elektronički dozimetrijski detektorski sustav koji bi omogućio vremenski razlučiva mjerenja brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja. Iz poglavlja 4 zaključujemo kako takav sustav mora biti visoke osjetljivosti, sa što manjeg mrtvog vremena i širokog dinamičkog raspona.

Glavni je element detektorskog sustava je detektorski modul čije su glavne komponente scintilacijski kristal i silicijski fotomultiplikator. Signal s detektorskog modula vodi se na brzo neinvertirajuće pojačalo, a pojačani signal na digitalni osciloskop preko linije zaključene na  $50 \Omega$ . Shematski prikaz mjernog lanca prikazan je na slici 5.1.



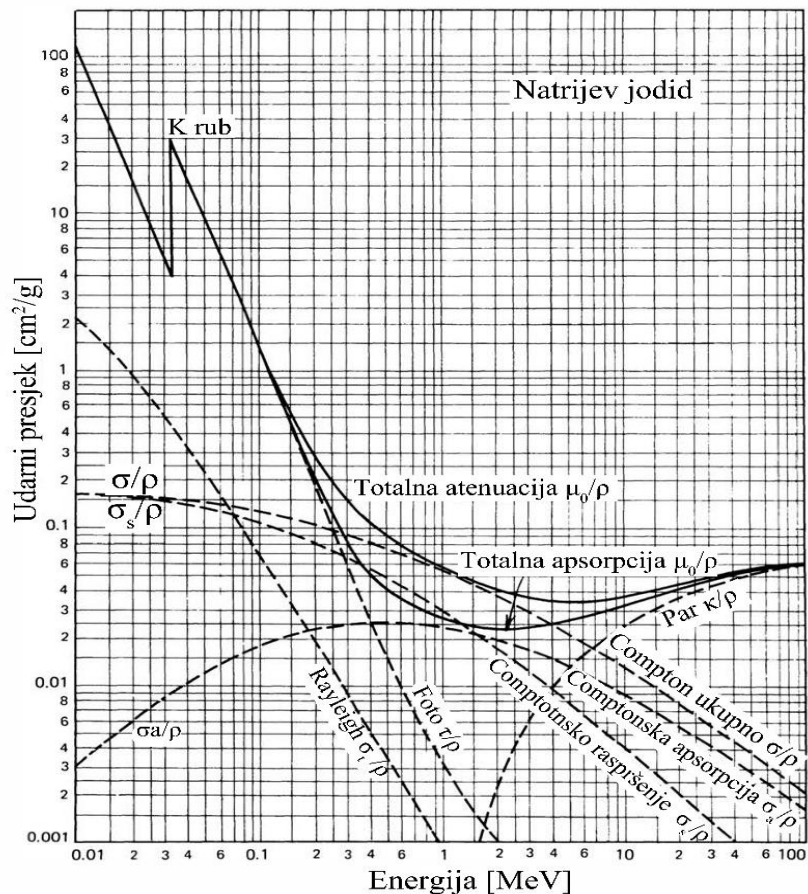
Slika 5.1: Shema mjernog lanca i pojačala.

### 5.1 Detektor

#### 5.1.1 Scintilacijski kristal

Glavni osjetljivi element detektorskog sustava jest anorganski scintilacijski kristal natrijeva jodida dopiranog talijem (NaI(Tl)). Kada se uspoređi s drugim scintilatorima, scintilacijska je efikasnost NaI(Tl) među najvišima, što znači da će za određenu količinu apsorbirane energije proizvesti viši signal na fotomultiplikatoru. Njegov svjetlosni odziv iznosi 41.000 fotona/MeV. Karakterizira ga srednja valna duljina emisije od 415 nm i duža konstanta scintilacijskog raspada.

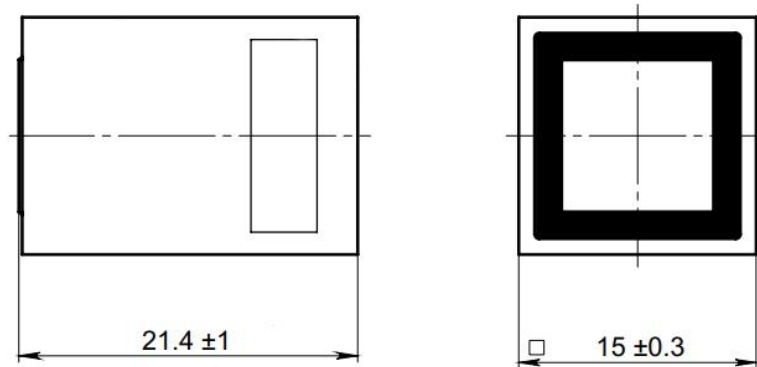




Slika 5.2: Energijska ovisnost udarnog presjeka za nastanak različitih interakcijskih procesa u kristalu natrijeva jodida [18].

Slika 5.2 prikazuje vjerojatnost odvijanja različitih interakcija kristala natrijeva jodida s fotonima ovisno o njihovoj energiji. Vidljivo je kako do energije  $\sim 1$  MeV dominira fotoelektrični efekt koji omogućuje potpunu apsorpciju energije upadnog fotona.

NaI(Tl) kristal, po traženim specifikacijama (dimenzije kristala, kućišta, prozora), proizvela je tvrtka Amcryst [88]. Dimenzije kristala su  $(10 \times 10 \times 10)$  mm<sup>3</sup>, a zbog svoje visoke higroskopsnosti smješten je u hermetički zatvoreno aluminijsko kućište s prozorom od kvarcnog stakla, što je prikazano na slici 5.3.



Slika 5.3: Tehnički crtež scintilatora i njegovog kućišta iz dva različita kuta (vrijednosti izražene u mm).

Za scintilacijski kristal možemo definirati efikasnost detektora,  $\mathcal{E}(E,P)$  kao:

$$\mathcal{E}(E,P) = \frac{N_D(E,P)}{N_I} \quad (5.1)$$

gdje je  $N_I$  broj upadnih čestica i  $N_D(E,P)$  broj detektiranih čestica energije  $E$  i tipa  $P$ . Nakon apsorpcije upadne čestice, scintilator emitira broj fotona  $N_{ukupno}$  koji je proporcionalan svjetlosnom odzivu [br. fotona/MeV] scintilatora. Svi scintilacijski fotoni ne emitiraju se istovremeno već prate scintilacijski raspad aproksimiran jednačbom:

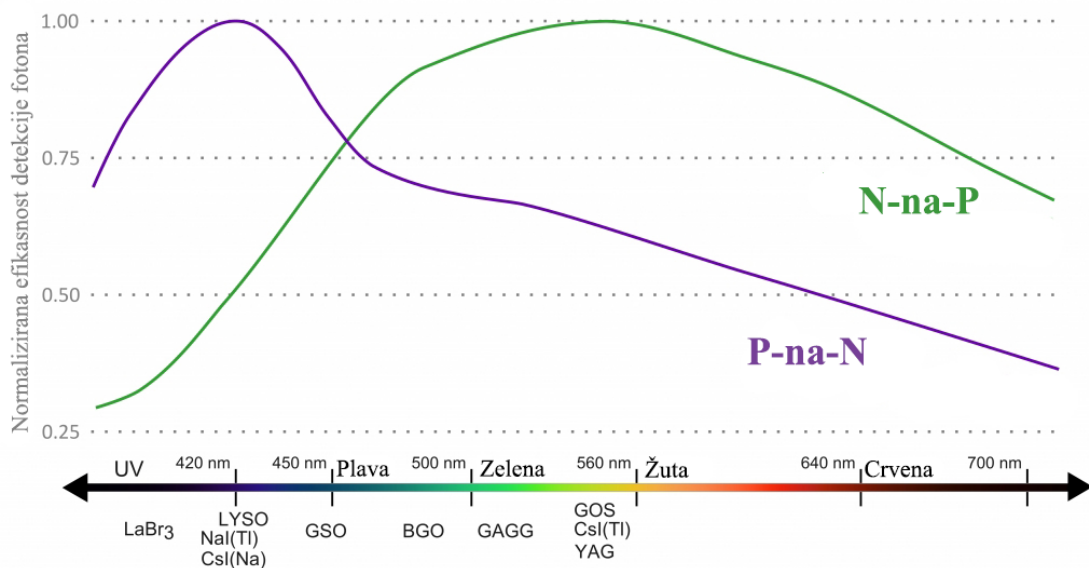
$$N_{\text{fotoni}}(t) = \frac{N_{\text{ukupno}}}{\tau_d} e^{-t/\tau_d}, \quad (5.2)$$

gdje je  $N_{\text{ukupno}}$  ukupan broj emitiranih fotona, a  $\tau_d$  karakteristična konstanta scintilacijskog raspada.

### 5.1.2 Silicijski fotomultiplikator

Za detekciju optičkih fotona iz scintilatora korišten je silicijski fotomultiplikator, model ASD-NUV4S-P [89], koji je proizvela tvrtka AdvanSiD.

SiPM tehnologija dostupna je u dvije različite strukture poluvodiča, P-na-N i N-na-P [90]. Ako je prvi sloj P-tipa, zbog svoje veće apsorpcije u siliciju, fotoni kraće valne duljine obično međudjeluju s tim slojem proizvodeći elektrone koji se kreću u smjeru električnog polja. Kako elektroni imaju veću udarnu stopu ionizacije nego šupljine, maksimizirana je vjerojatnost lavinskog izboja, odnosno efikasnost detekcije fotona (engl. *photon detection efficiency* PDE). Fotoni većih valnih duljina češće su apsorbirani u dubljem, u ovom slučaju u N sloju, pa ionizacijom generiraju šupljine. Vjerojatnost lavinskog izboja tada je manja. U slučaju N-na-P strukture situacija je obrnuta i veću vjerojatnost lavinskog izboja, odnosno veću PDE, uzrokuju fotoni većih valnih duljina [91].



Slika 5.4: Normirana efikasnost detekcije fotona za SiPM-ove s N-na-P i P-na-N strukturom [92].

SiPM korišten u ovom doktorskom radu koristi P-na-N strukturu te maksimalnu efikasnost detekcije fotona ima za valne duljine od 420 nm, što dobro odgovara valnoj duljini emisije NaI(Tl) kristala od 415 nm. Osjetljiva površina SiPM-a dimenzija  $(4 \times 4) \text{ mm}^2$  sadrži 9340 ćelija dimenzija  $(40 \times 40) \mu\text{m}^2$ .

Za korištenje SiPM izmjeren je napon proboja  $V_{BD}$  od 25,0 V i kao optimalni prenapon odabrana vrijednost 4,7 V kako bi se maksimizirao omjer signala i šuma [93].

Za SiPM možemo definirati osjetljivost  $S_{SiPM}$  kao [86]:

$$S_{SiPM} = \frac{dQ}{dt} N_{Op}, \quad (5.3)$$

$$Q \propto N_F \propto A_{SiPM} \rho_{\text{ćelija}} PDE(V_{OV}, \lambda) G, \quad (5.4)$$

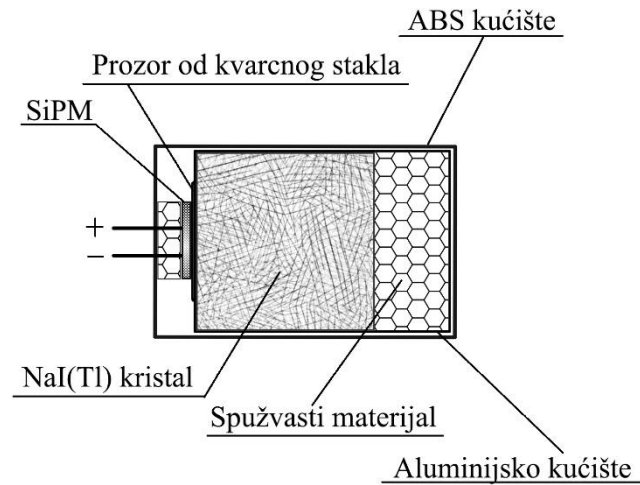
gdje je  $Q$  generirani električni naboj,  $N_{OP}$  broj upadnih scintilacijskih fotona,  $N_F$  broj aktiviranih ćelija,  $A_{SiPM}$  efektivna površina SiPM-a,  $\rho_{\text{ćelija}}$  gustoća SiPM ćelija,  $PDE(V_{OV}, \lambda)$  je efikasnost detekcije fotona (kao funkcije prenapona i valne duljine upadnog fotona), a  $G$  je pojačanje SiPM-a obično izraženo kao broj generiranih nosilaca naboja po detekciji pojedinačnog fotona.

Dinamički raspon detektora utvrđen je uglavnom brojem ćelija koje SiPM posjeduje, a brzina doze pri kojoj će detektor ući u nelinearno područje (elaborirano u poglavlju 2.5.3.3) ovisi o svjetlosnom odzivu scintilatora,  $PDE(V_{OV}, \lambda)$  i gustoći SiPM ćelija.

Porastom broja SiPM ćelija raste,  $PDE$  u načelu pada, ali SiPM-ovi koji nude veću gustoću ćelija i veliku efikasnost razvijaju se kako tehnologija napreduje [94].

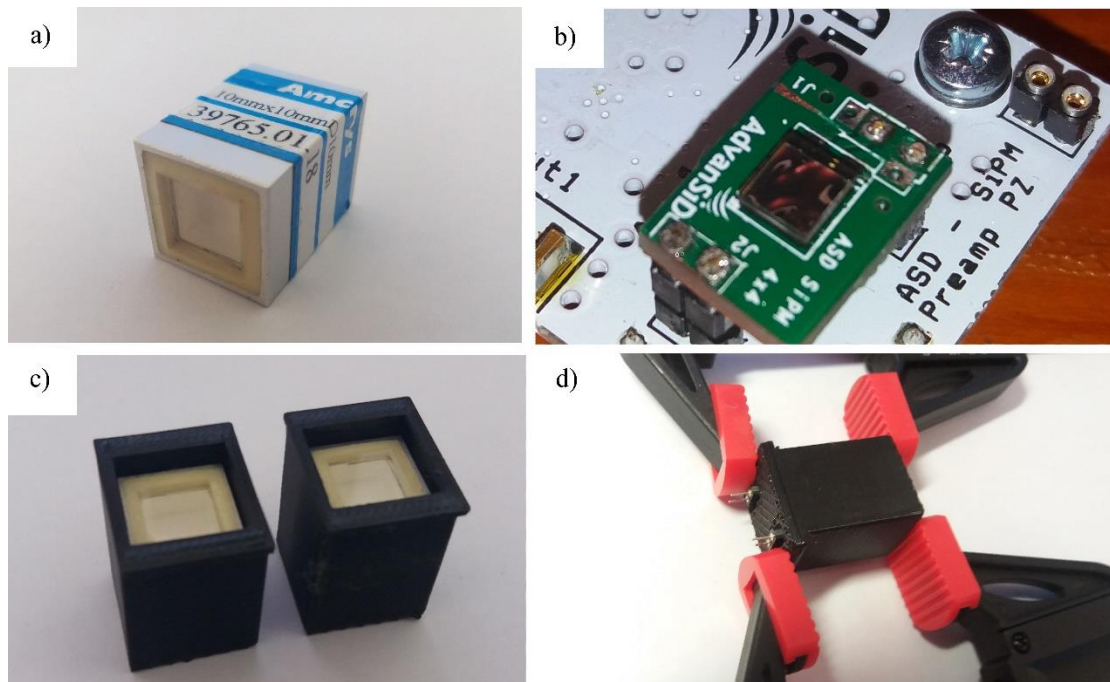
Da bi detektor bio upotrebljiv u željenim uvjetima i za specifičan raspon brzina doze, potrebno je postići ravnotežu svih parametara.

### 5.1.3 Konstrukcija



Slika 5.5: Presjek detektora.

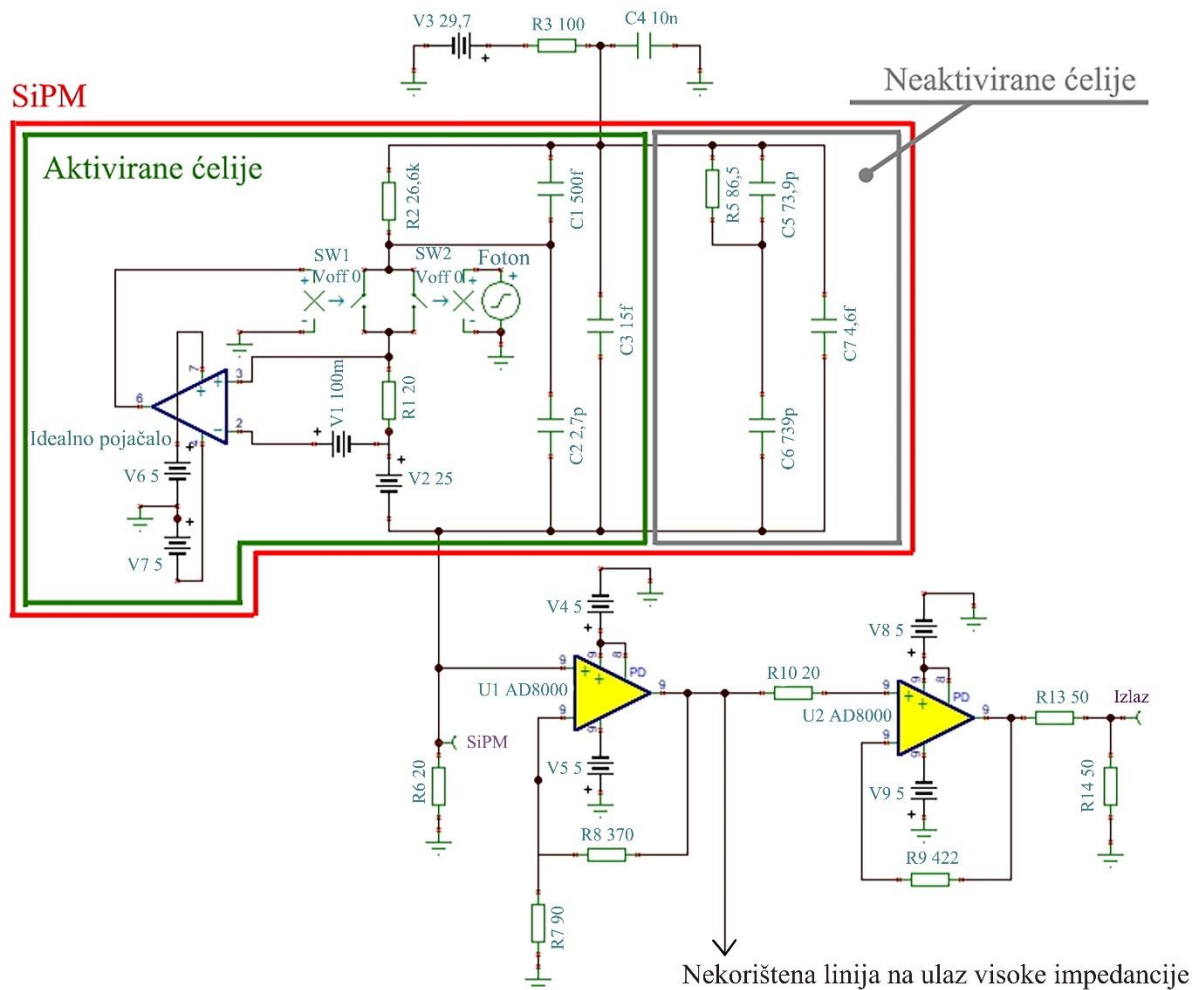
Presjek detektorskog modula prikazan je na slici 5.5. NaI(Tl) kristal smješten je u hermetički zatvoreno kućište s prozorom od kvarcnog stakla. Uporabom silicijske optičke masti, na taj je prozor spojen SiPM. Sve komponente zatvorene su u kućište od ABS plastike proizvedeno 3D ispisom, debljine stijenke 2 mm, čime je u potpunosti onemogućen prodor vanjske svjetlosti u modul.



Slika 5.6: a) NaI(Tl) kristal smješten u hermetički zatvoreno kućište, b) SiPM na koji je nanjena optička spojna mast, zalemljen je na elektroničku pločicu, c) dva kristala smještena u kućište detektora d) sastavljeni detektor.

## 5.2 SiPM signal i pojačalo

Za opis signala generiranog u detektoru napravljena je simulacija elektroničkih signala SiPM-a i pojačala u Texas Instruments TINA-TI Spice simulatoru [95]. Ekvivalentni krug SiPM-a temeljen je na specifikacijama proizvođača te modelu koji su razvili Marano i sur. [96]. Simulacijska shema prikazana je na slici 5.7.

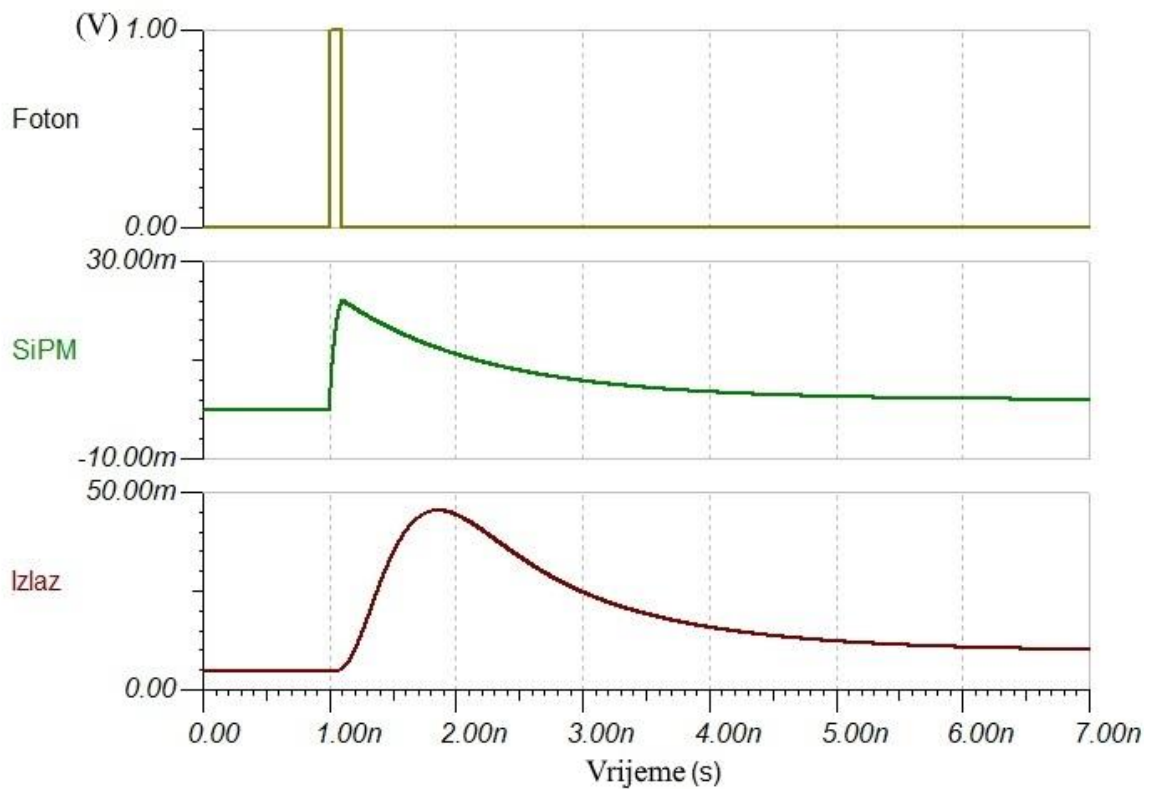


Slika 5.7: Shema za simulaciju SiPM ekvivalentnog kruga i pojačala. SiPM krug označen je crvenom bojom a čini ga 30 aktiviranih ćelija koje su detektirale fotone i neaktivirane ćelije u neaktivnom stanju.

Lijevi dio SiPM ekvivalentnog kruga predstavlja trideset ćelija koje su detektirale fotone, a desni dio preostale ćelije u neaktivnom stanju.

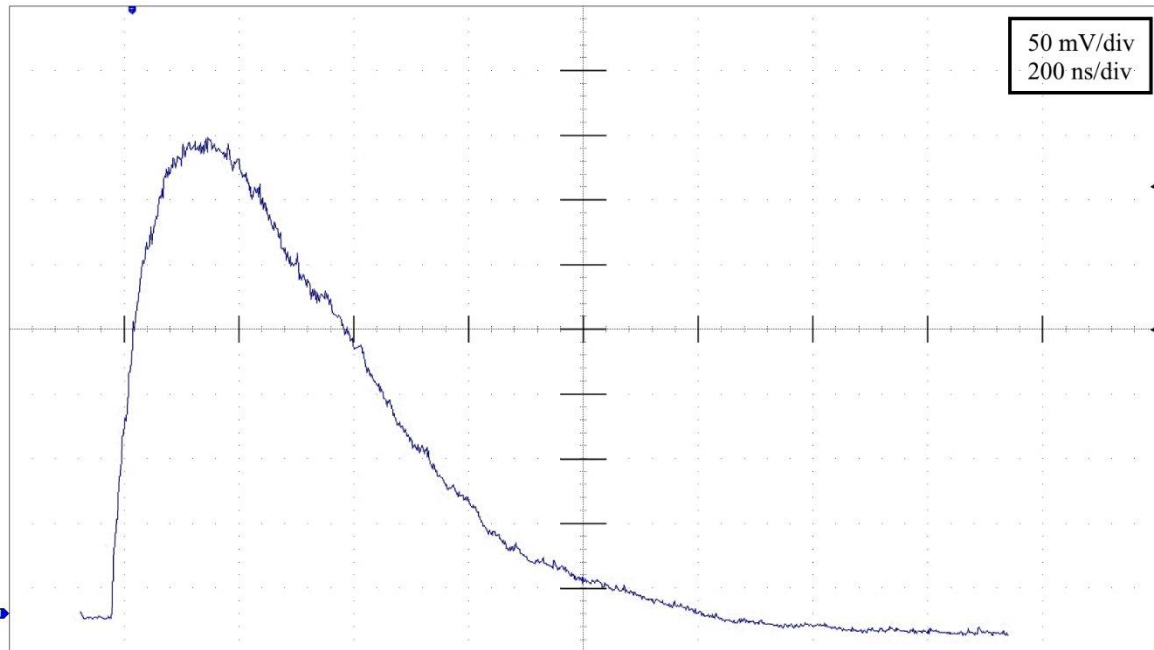
SiPM signal doveden je do pojačala čiji je glavni element ultra brzo operacijsko pojačalo sa strujnom povratnom vezom proizvođača Analog Devices, model AD8000. Spice model pojačala preuzet je od proizvođača. Pojačalo je odabrano zbog svoje velike širine pojasa (1,5 GHz), visoke brzine porasta izlaznog napona (engl. *slew rate*) (4100 V/ $\mu$ s) i niskog šuma (1.6 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ ).

Simulirani signali prikazani su na slici 5.8. Impuls signala “Foton” simulira trenutak detekcije fotona, a u shemi ga proizvodi generator impulsa. “SiPM” predstavlja signal na anodi SiPM-a, a “Izlaz” signal na zaključenoj liniji na izlazu pojačala.



Slika 5.8: Simulirani signali sa SiPM-a za 30 aktiviranih ćelija te signal na izlazu pojačala.

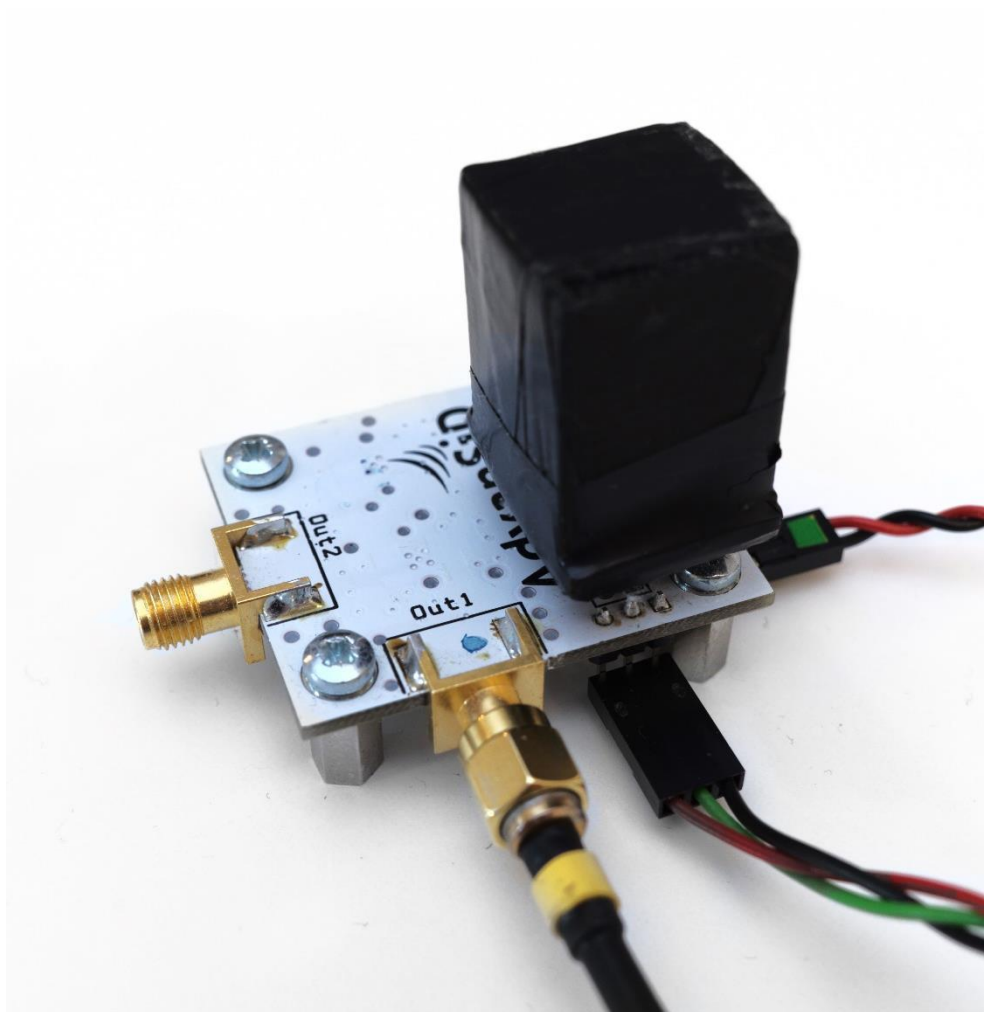
Uporaba pojačala, osim pojačavanja signala, omogućuje odabir proizvoljnog šant otpornika na izlazu SiPM-a koji je po preporuci proizvođača 20  $\Omega$ . Šant ima direktan utjecaj na brzinu pražnjenja naboja iz SiPM-a što se direktno odražava na brzinu spuštanja signala.



Slika 5.9: Snimak oscilograma signala iz detektora uzrokovanog detekcijom gama fotonom energije 662 keV ( $^{137}\text{Cs}$ ).  
Signal je snimljen DRS4 EB v5.1 digitalizatorom impulsa širine pojasa 700 MHz.

Glavna karakteristika SiPM signala jest proporcionalnost amplitude i generiranog naboja broju aktiviranih ćelija te brzo vrijeme porasta. Za detekciju fotona od 662 keV (signal detekcije prikazan na slici 5.9) izmjereno je vrijeme porasta na izlazu pojačala u iznosu 5 ns. Kao što je opisano u poglavlju 2.5.2, svi scintilacijski fotoni iz scintilatora neće biti emitirani istovremeno, već će pratiti funkciju raspada. Zbog toga je vrijeme spuštanja napona signala značajno dulje od vremena porasta, a ono za detekciju istog fotona energije 662 keV iznosi 1  $\mu\text{s}$ . Fotografija detektora priključenoga na pojačalo signala prikazana je na slici 5.10.





Slika 5.10: Detektorski modul spojen na pojačalo signala.

### 5.3 Energijska kompenzacija scintilacijskog kristala

Ako usporedimo dozu koju će rendgenska ili  $\gamma$ -zraka neke energije  $E$  predati ICRU kugli u točki na radijusu antiparalelnom smjeru zračenja na dubini od 10 mm (definicija veličine  $H^*(10)$ ) s dozom usrednjenom preko cijelog NaI(Tl) kristala, primijetiti ćemo značajne razlike. Ako takvu usporedbu napravimo za spektar energija čije rezultate zatim normiramo i prikažemo grafički, dobivamo energijski odziv detektora (opis energijskog odziva u poglavlju 2.4).

Energijski odziv jedna je od bitnijih karakteristika dozimetra kojom evaluiramo njegovu prikladnost za pojedine uvjete mjerenja, odnosno korisno energijsko područje rada. To područje definirano je granicama koje su za svaki tip dozimetra propisane IEC normama (navedene su u poglavlju 2.4). Za sve tipove (osim referentnih) dozimetara donja granica prihvatljivog energijskog odziva iznosi 0,71, a gornja 1,67.

Energijski odziv scintilacijskih kristala, pa tako i odziv NaI(Tl) kristala, moguće je korigirati.

Tradicionalni način korigiranja energijskog odziva scintilacijskih detektora izvodi se elektroničkim otežavanjem impulsa ovisno o njihovoj visini koja je proporcionalna energiji detektiranog fotona. Na taj način odziv dozimetra moguće je proizvoljno oblikovati.

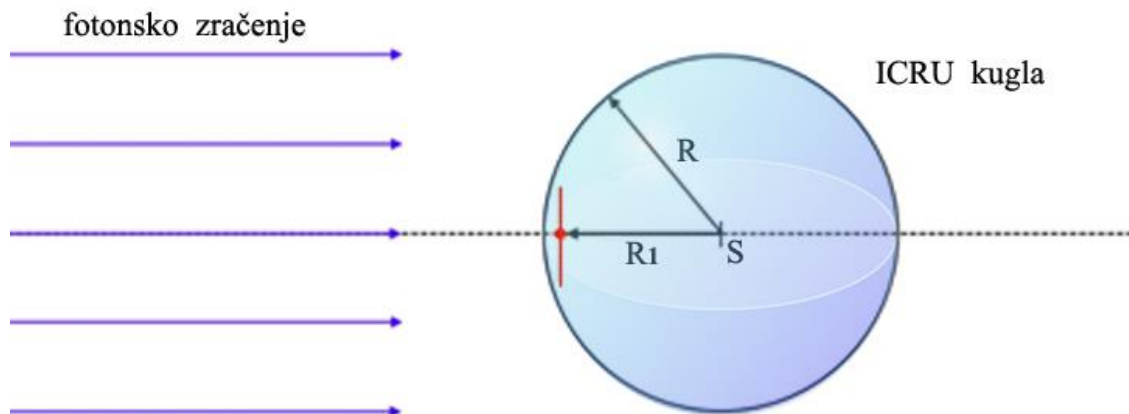
Dozimetar temeljen na SiPM tehnologiji koji koristi elektroničko otežavanje impulsa radi ispravljanja energijskog odziva 2018. godine razvili su Buzhan i sur. [68]. Problem kod takvog pristupa javlja se kod gomilanja impulsa kada se ti nagomilani impulsi pogrešno prepoznaju kao jedan impuls uzrokovan fotonom više energije. Osim toga, kod brojačkih dozimetara, nagomilavanje impulsa uzrokuje mrtvo vrijeme. Naime, pojedinačni se događaji ne mogu razdvojiti, pa je tako ograničen rad dozimetra samo na niske brzine doze gdje je vjerojatnost nagomilavanja impulsa manja.

Za razliku od prethodnog rješenja, radi korekcije energijskog odziva detektora na  $H^*(10)$  veličinu, u okviru doktorskog rada razvijena je nova metoda energijske kompenzacije scintilacijskih kristala - energijski kompenzacijski filter koji je dobiven Monte Carlo simulacijama transporta čestica u Geant4 softverskoj platformi.

Računalni programi simulacije napisani su u C++ programskom jeziku za višedretveno (paralelno) izvršavanje, a simulacije su provedene na računalu opremljenim Intel i7-8750H procesorom sa 6 procesorskih jezgri i podrškom za dvanaest istovremenih dretvi.

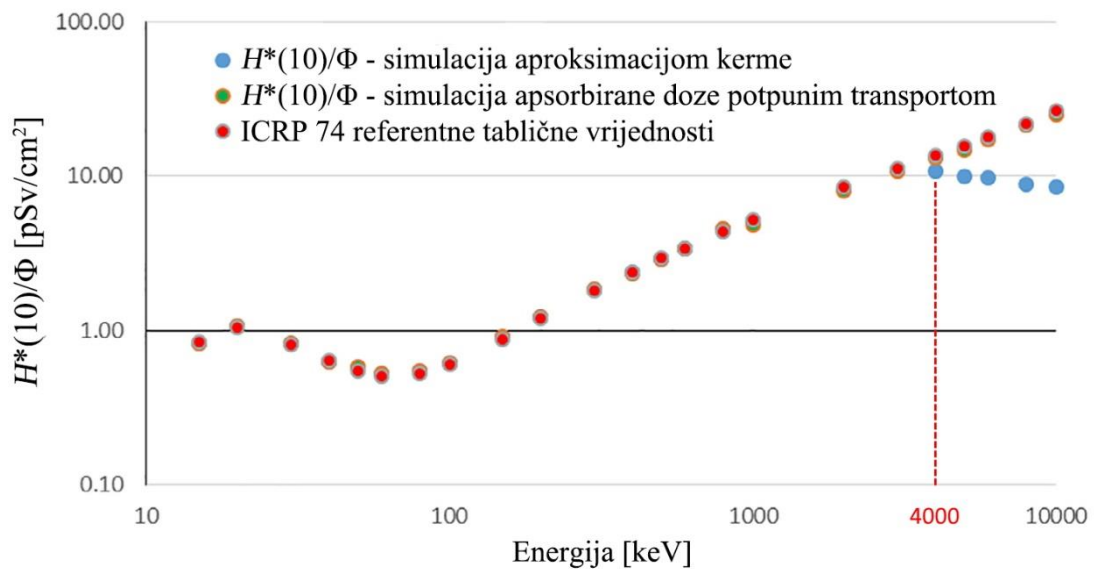
Parametri simulacije prvo su validirani izračunom faktora pretvorbe fotonskog toka u ambijentalni dozni ekvivalent za diskretni spektar energija od 10 keV do 10 MeV u vakuumu. Referentne vrijednosti faktora izdala je Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja – ICRU publikacija broj 74 [97], s kojima je izračun zatim i uspoređen. Shematski prikaz validacijske simulacije prikazan je na slici 5.11. na kojoj su vidljivi smjer i geometrija fotonskog zračenja i ICRU kugla.

ICRU kugla modelirana je u skladu s definicijom [27]. Njezin radijus,  $R$ , iznosi 15.0 cm, gustoća  $1 \text{ g/cm}^3$ , maseni udio čine: 76,2 % kisik, 11,1 % ugljik, 10,1 % vodik i 2,6 % dušik. Ambijentalni dozni ekvivalent,  $H^*(10)$ , odgovara energiji koju je apsorbirala točka na radijusu,  $R_1$  ( $R_1 = 14.0 \text{ cm}$ ). Energiju simuliranu u točki, odnosno infinitezimalnom volumenu, nije moguće simulirati pa je točka aproksimirana kuglom promjera 2 mm (na slici 5.11 označena crvenom bojom). Zbog malog osjetljivog volumena potrebno je generirati velik broj ( $10^8$ ) upadnih fotona za svaku energiju diskretnog spektra kako bi ostvarili statistički značajan rezultat.



Slika 5.11: Shematski prikaz simulacije korištene za izračun faktora pretvorbe fotonskog toka u ambijentalni dozni ekvivalent.

Referentne vrijednosti ICRP-a objavila je 1996., godine a dobivene su Monte Carlo simulacijama u MCNP kodu simulacijskom **metodom aproksimacije kerme** [98] u kojoj je zanemaren prijenos energije nabijenih sekundarnih čestica [99]. Velika procesorska moć današnjih računala omogućila je provedbu točnijih simulacija apsorbirane doze **metodom potpunog transporta čestica** (koja uključuje proizvodnju i transport svih sekundarnih čestica), a koja je korištena za sve simulacije provedene u okviru doktorskoga rada. Grafikon na slici 5.12 prikazuje očekivane rezultate validacijske simulacije za izračun faktora ovisnosti  $H^*(10)$  i toka fotona a sadrži usporedbu rezultata dvaju navedenih simulacijskih metoda. Vidljivo je preklapanje rezultata do  $\sim 4$  MeV. Stoga, energijski odziv razvijenog detektora promatran je do 4 MeV. Za veće energije,  $H^*(10)$  precjenjuje apsorbiranu dozu što je jedan od motiva za uvođenje novih dozimetrijskih operativnih veličina [100].



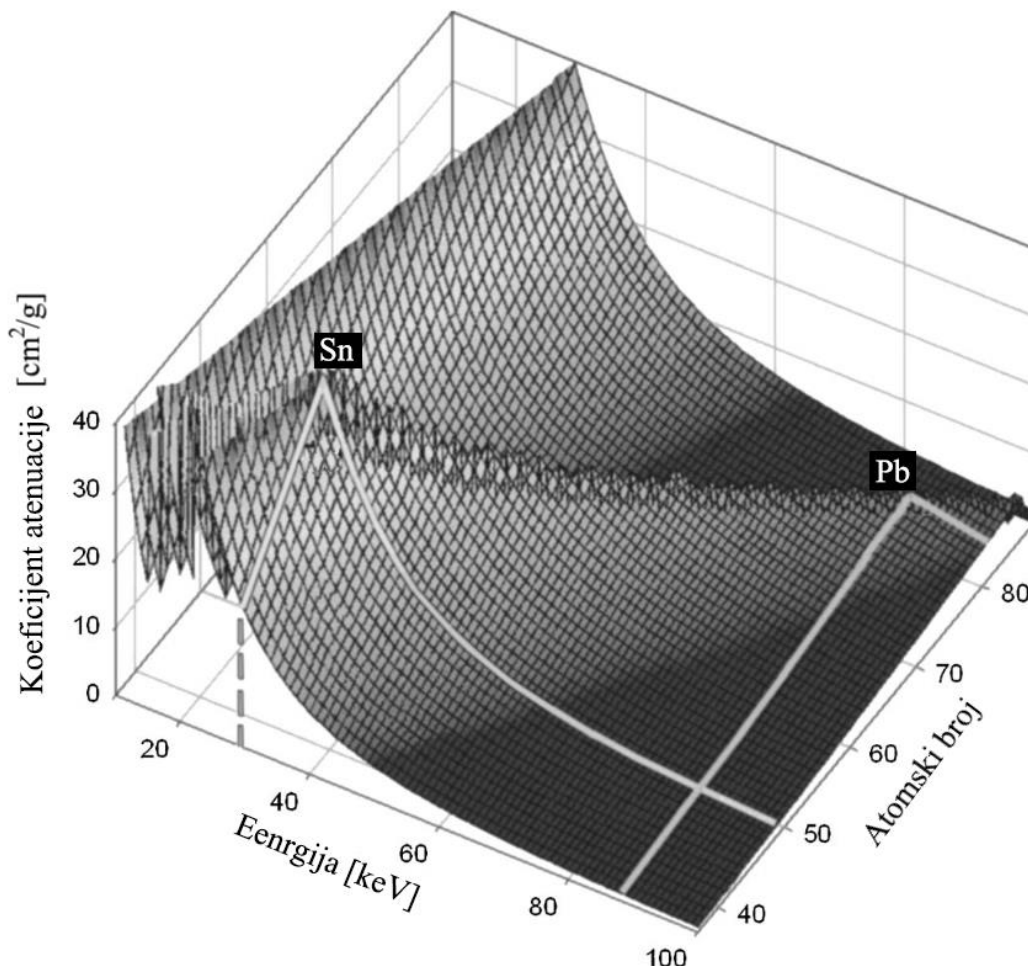
Slika 5.12: Očekivani simulirani faktori pretvorbe za  $H^*(10)$  [101].

Odziv scintilacijskog detektora u direktnoj je ovisnosti o broju generiranih scintilacijskih fotona, a njihov broj proporcionalan je energiji koju je rendgensko ili gama zračenje deponiralo u kristalu. Zbog proporcionalne veze između deponirane energije i broja scintilacijskih fotona nije potrebno simulirati optičke procese već je dovoljno promatrati deponiranu energiju.

Simulacija energijskog odziva detektora na  $H^*(10)$  u vakuumu uključivala je geometrijski i kemijski model korištenog kristala NaI(Tl) kristal smještenog u aluminijsko kućište debljine 1 mm.

Detektor je ozračivan energijama od 10 keV do 4 MeV. Za zadani broj upadnih fotona ( $10^7$ ) promatrana je apsorbirana doza usrednjena preko cijelog volumena scintilacijskog kristala. Energijski odziv dobiven je normiranjem količnika apsorbirane doze u detektoru i referentne vrijednosti  $H^*(10)$ . Referentne vrijednosti izračunate su iz danih tabličnih vrijednosti (ICRP publikacija 74).

Nakon što se izračunao odziv detektora na mjernu veličinu  $H^*(10)$ , započet je proces dizajniranja energijskog kompenzacijskog filtra.

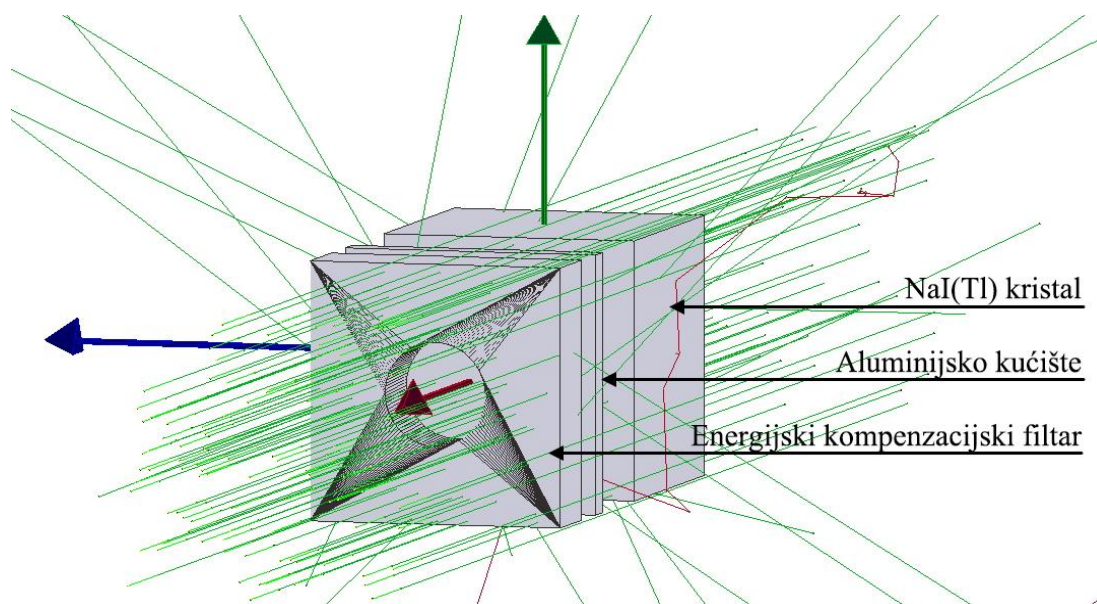


Slika 5.13: Maseni atenuacijski koeficijenti za elemente s atomskim brojem od 37 do 88, i odgovarajuće K apsorpcijske rubove. Pozicije olova (Pb) i kositra (Sn) s pripadajućim K rubovima također su prikazane [102].

Slika 5.13 prikazuje ovisnosti masnog atenuacijskog koeficijenta<sup>8</sup> o energiji fotona do 100 keV za različite materijale s atomskim brojem od 37 do 88. Iz grafa je vidljivo da materijali s većim atomskim brojem posjeduju veći koeficijent atenuacije koji se povećava kako energija fotona pada. To svojstvo atenuacije materijala istraženo je radi primjene u energijskom kompenzacijskom filtru.

Istraživanje se sastojalo od niza simulacija energijskog odziva s metalnim filtrom postavljenim ispred detektora. Između simulacija mijenjani su geometrija i materijal filtra. 3D vizualizacija simulacije prikazana je na slici 5.14.

Za filtre koji zadovoljavaju IEC normu ispitan je atenuacijski koeficijent mjerenjem omjera deponirane energije u detektoru s i bez filtra za spektar diskretnih energija od 10 keV do 4 MeV.



Slika 5.14: 3D vizualizacija simulacije. Putanje fotona prikazane su zelenom bojom, a putanje sekundarnih elektrona crvenom.

<sup>8</sup> Maseni atenuacijski koeficijent je konstanta koja opisuje udio fotona koji su uklonjeni iz monokromatskog rendgenskog ili gama snopa pomoću homogenog apsorbera po jedinici mase.

## 5.4 Umjeravanje

Za umjeravanje detektorskog sustava, kao referentni instrument korišten je ambijentalni dozimetar STEP OD-02 (proizvođača Sensortechnik und Elektronik Pockau GmbH) opremljen s zračnom otvorenom ionizacijskom komorom.

Za ekspozicije kraće od 500 ms, dozimetar OD-02 nije u mogućnosti mjeriti brzinu doze, ali može mjeriti ukupnu dozu [103]. U tom načinu rada, ionizacijska struja koju je u ionizacijskoj komori generiralo ionizirajuće zračenje, puni kondenzator koji provodi njezinu integraciju. Vrijednost napona na kondenzatoru tada je proporcionalna dozi zračenja apsorbiranoj u detektoru.

Mjerna nesigurnost za mjerenja brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta dokumentirana je kao <15% za mjerno područje do 20  $\mu\text{Sv}$ , odnosno <10% za mjerna područja do 200  $\mu\text{Sv}$  i do 2000  $\mu\text{Sv}$  [103].

S obzirom da promjene temperature i tlaka zraka uzrokuju promjene tlaka unutar ionizacijske komore što rezultira greškom u mjernim vrijednostima, potrebno je sve mjerne vrijednosti povezati s referentnim uvjetima okoliša (20 °C, 101,3 kPa). Zbog navedenog, za komoru otvorenog tipa potrebno je odrediti korekcijski faktor, znajući uvjete na mjernoj lokaciji: temperaturu ( $\vartheta$  [°C]) i tlak zraka ( $p$  [kPa]). Tada je korekcijski faktor [103]:

$$k_f = \frac{101,3}{p} \cdot \frac{273 + \vartheta}{293}. \quad (5.5)$$

Razvijeni SiPM detektor ima naponski izlaz,  $V(t)$ , od kojega je u *offline* analizi oduzet *dc* pomak ( $V'(t) = V(t) - V_{dc}$ ). SiPM detektor umjeren je u snopu impulsnog polja karakteriziranog maksimalnom brzinom  $H^*(10)$  doze od 100 mSv/h koristeći informaciju o ukupnoj prikupljenoj dozi,  $G_{ref}$  dobivenu referentnim instrumentom (SiPM i referentni instrument bili su u neposrednoj blizini) kao što je opisano jednadžbama:

$$k = \frac{\int_0^T V'(t) \theta(V(t) - V_{prag}) dt}{G_{ref}} \quad (5.6)$$

$$G = k \int_0^T V'(t) \theta(V(t) - V_{prag}) dt \quad (5.7)$$

gdje je  $G$  doza izmjerena SiPM detektorskim sustavom na koju je primijenjen faktor umjeravanja  $k$ . Trajanje ekspozicije označeno je s  $T$ ,  $\theta$  predstavlja step-funkciju, a  $V_{prag}$  je vršna vrijednost napona uzrokovanog tamnim okidanjima [104] ispod kojega su svi podaci odbačeni. Vrijednost  $V_{prag}$  izmjerena je bez spajanja scintilatora. Vršna vrijednost napona  $V_{prag}$  povezana je sa  $V_{dc}$  i  $V_{dark\ counts,peak}$  preko formule:

$$V_{prag} = V_{dc} + V_{dark\ counts,peak} \quad (5.8)$$

Ako sa  $V_{dark\ counts,peak}$  označimo vršnu vrijednost tamnih okidanja procijenjenu na 2 mV, a  $V_{dc}$  izračunat kao što je objašnjeno u jednadžbi (5.10).

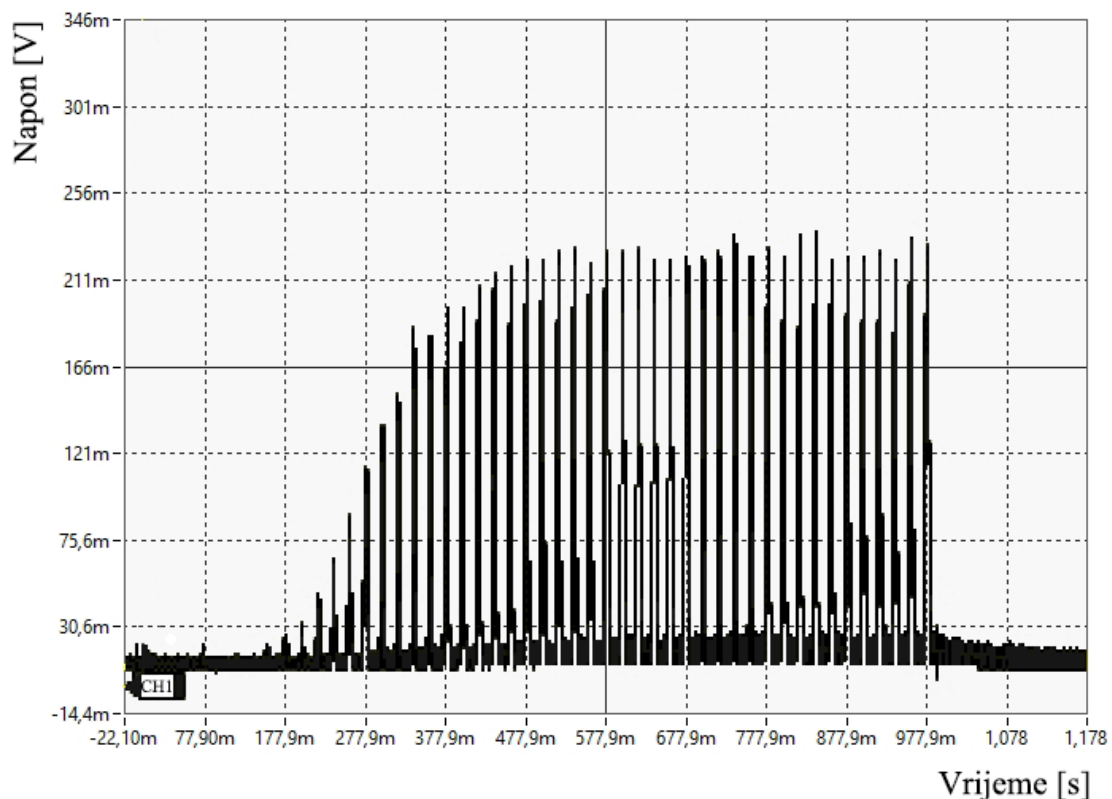


## 5.5 Akvizicija mjerenja, izračun doze i brzine doze

Impulsi s fotomultiplikatora i SiPM-ova tipično se snimaju digitalizatorima impulsa koji su u mogućnosti pohranjivati uzastopne mjerene električne impulse s kratkim mrtvim vremenom. U početnom stadiju doktorskoga rada pokušalo se snimiti signal koristeći DRS4 EB v5 digitalizator impulsa razvijen na Institutu Paul Scherrer. U takvom pristupu uočeno je nekoliko problema. Prvi je taj što digitalizator uvodi mrtvo vrijeme između detektiranih impulsa te dolazi do gubitka informacija o mjerenoj dozi. Drugo, ako bismo htjeli snimiti signal za vrijeme trajanja cijele ekspozicije (100 ms – nekoliko sekundi), nailazimo na problem ograničene memorije mjernog instrumenta. DRS4 digitalizator impulsa provodi uzorkovanje signala za analogno digitalnu pretvorbu pomoću kruga preklopnih kapaciteta koji omogućuju visoku brzinu uzorkovanja ali nude samo 1024 točke memorije.

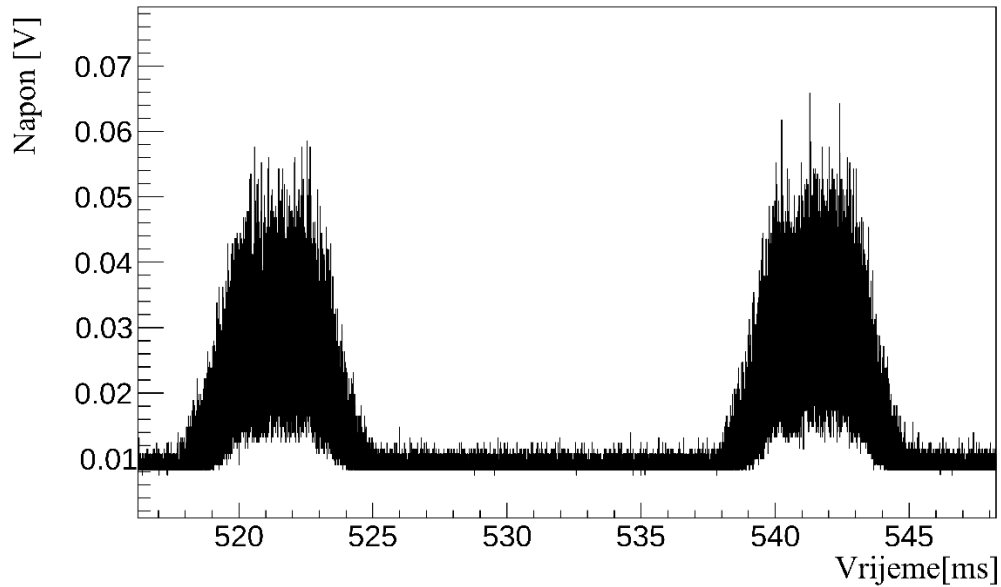
Zbog toga su za akviziciju mjerenja korišteni Rigol DS1104Z digitalni osciloskop i Rigol UltraScope softver [105]. Akvizicija je provedena brzinom uzorkovanja od 10 MS/s te sa 24 milijuna mjernih točaka. Podaci su pohranjeni za *offline* analizu.

Slika 5.15 prikazuje izvorni oscilogram signala snimljenog osciloskopom.



Slika 5.15: Snimka oscilograma izvornog signala na izlazu SiPM detektora za ozračivanje impulsnim rendgenom.

Da bi signal bio bolje vidljiv, iz velike količine snimljenih podataka, na slici 5.16 prikazan je isječak jednog izvornog signala snimljenog osciloskopom. Signal je dobiven detekcijom dvaju impulsa s rendgena. Vidljivo je nagomilavanje impulsa što onemogućuje analizu već uhodanom metodom brojanja impulsa, i zahtijeva drugačiji pristup obradi podataka.



Slika 5.16: Dio izvornog signala na izlazu SiPM detektora uzrokovan detekcijom dva impulsa rendgenskog zračenja.

Za obradu podataka, napisani su programi u ROOT programskog platformi [106] koji provode analizu u tri koraka.

U prvom koraku podaci mjerenja učitani su i oduzet je istosmjerni pomak ( $V_{dc}$ ).

$V_{dc}$  je izračunat usrednjavanjem prvih 1000 uzoraka mjerenog signala prikupljenih prije početka ozračivanja. Formula (5.10) opisuje jednodimenzionalnu matricu  $\mathbf{V}'$  naponskih uzoraka od kojih je oduzet dc pomak  $V_{dc}$ .

$$\mathbf{V}' = [v'_0, v'_1, v'_2, \dots, v'_i] \quad (5.9)$$

$$\mathbf{V}' = \mathbf{V} - V_{dc} \mathbf{I} \quad (5.10)$$

pri čemu je

$$\mathbf{I} = [1, 1, 1, \dots, 1]. \quad (5.11)$$

U dugom koraku, signal je integriran kako bi dobili informaciju o dozi  $\mathbf{D}$  u vremenskoj domeni za ukupan broj uzoraka  $n$  uz primjenu faktora umjeravanja  $k$ :

$$\mathbf{D} = [d_0, d_1, d_2, \dots, D(n)], \quad (5.12)$$

gdje je  $D(n)$ :

$$D(n) = \sum_{i=0}^n v'_i * k * T, \quad T = \begin{cases} 0 & v'_i < V_{prag} \\ 1 & v'_i \geq V_{prag} \end{cases} \quad (5.13)$$

gdje je  $v'_i$  vrijednost napona pojedinačnog uzorka s oduzetim dc pomakom.

Nagomilavanje impulsa nema direktan utjecaj na točnost mjerenja. Impulsi svojom konačnom širinom ne uvode mrtvo vrijeme pa ne postavljamo ograničenje na maksimalnu mjerljivu frekvenciju pristizanja impulsa. Na taj način dinamički raspon sustava značajno je povećan u odnosu na metodu brojanja impulsa.

U trećem koraku, informacija o dozi, dobivena iz drugog koraka, derivirana je u vremenskom prozoru duljine 1 ms. Ta duljina određena je uzimajući u obzir  $\tau_d$  koje za NaI(Tl) iznosi do  $\sim 1 \mu\text{s}$ . U ovom slučaju to je limitirajući faktor koji utječe na maksimalnu ostvarivu vremensku rezoluciju.

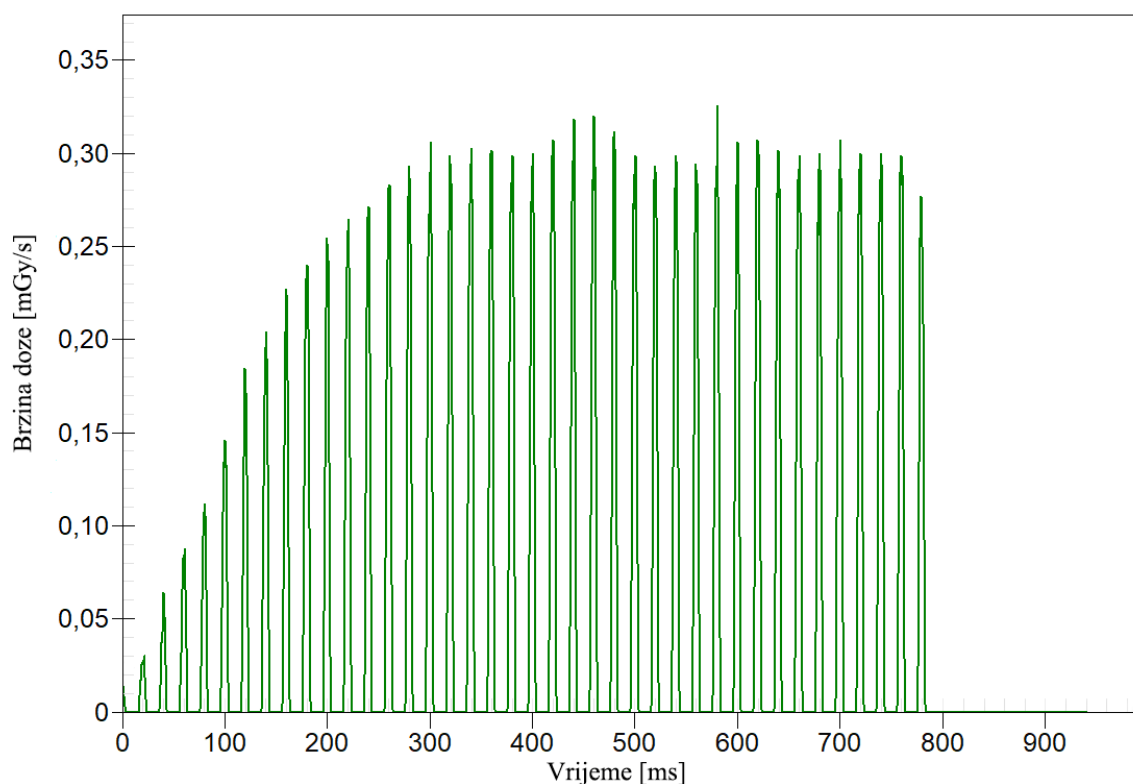
$$\frac{dD(n)}{dt} = \sum_{\omega=1}^{n/\Omega} \sum_{i=(\omega-1)*\Omega}^{\omega*\Omega-1} d_i * \frac{\Omega}{f_s} \quad (5.14)$$

Jednadžba (5.14) prikazuje algoritam za rekonstrukciju vremenski razlučive brzine doze  $dD(n)/dt$ , gdje  $\Omega$  označava broj uzoraka u vremenskom prozoru, a  $f_s$  označava frekvenciju uzorkovanja.

## 5.6 Mjerenja impulsnog rendgenskog zračenja

Mjerenja doze i brzine doze izvedena su ozračivanjem SiPM detektorskog sustava rendgenskim uređajem MinXray-100SS koji radi u impulsnom načinu rada. Napon rendgenske cijevi bio je fiksni i iznosi 80 kV.

Prije mjerenja SiPM detektorskim sustavom, rendgenski uređaj je karakteriziran uređajem za kontrolu kvalitete rendgenskih uređaja RTI Black Piranha 657 [107] koji koristi PIN diodu kao detektor. Izmjerena je frekvencija impulsa  $f = 50$  Hz i širina impulsa  $T = 10$  ms.

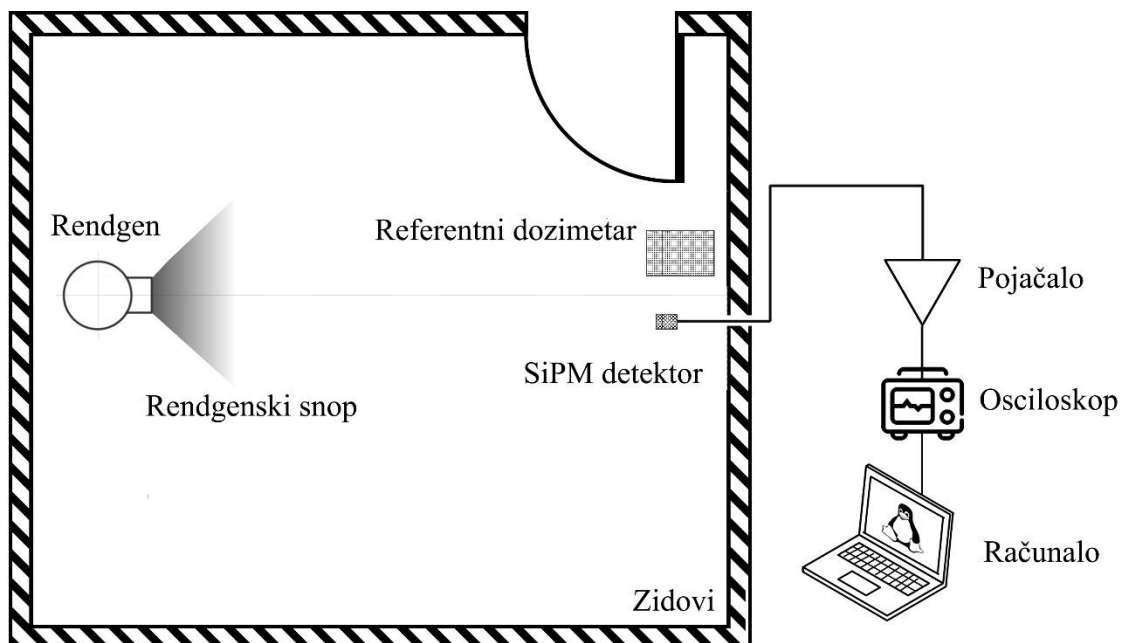


Slika 5.17: Mjerenje stope ekspozicije uređajem za kontrolu kvalitete RTI Black Piranha 657 radi karakterizacije rendgenskog uređaja MinXray-100SS.

*Napomena: Brzina doze izražena je u mGy/s.*

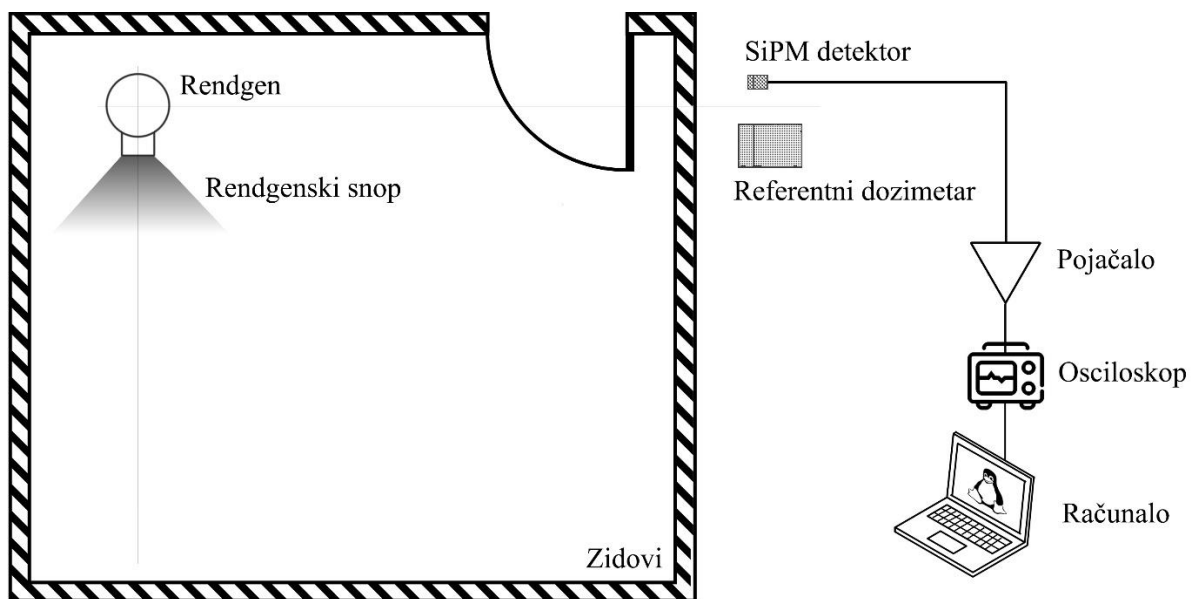
Mjerenje ekspozicije prikazano je na slici 5.17. Bitno je napomenuti da su instrumenti za kontrolu kvalitete rendgenskih uređaja predviđeni za mjerenje u dobro poznatom jedno-energijskom rendgenskom spektru u neposrednoj blizini cijevi gdje se brzine doze kreću od nekoliko Sv/h na više. Poznato je da ti instrumenti nisu u mogućnosti mjeriti dozne ekvivalente kao što je  $H^*(10)$ .

Mjerenja sa SiPM detektorskim sustavom provedena su u dva različita postava. U prvom postavu je mjereno zračenje u snopu rendgena (detektorska pozicija 1). Postav je korišten za mjerenje doze, brzine doze, kalibraciju sustava i mjerenje odziva na brzinu doze. Brzina doze varirana je mijenjajući udaljenost detektora od rendgena od 150 cm do 580 cm. Grafički prikaz postava vidljiv je na slici 5.18.



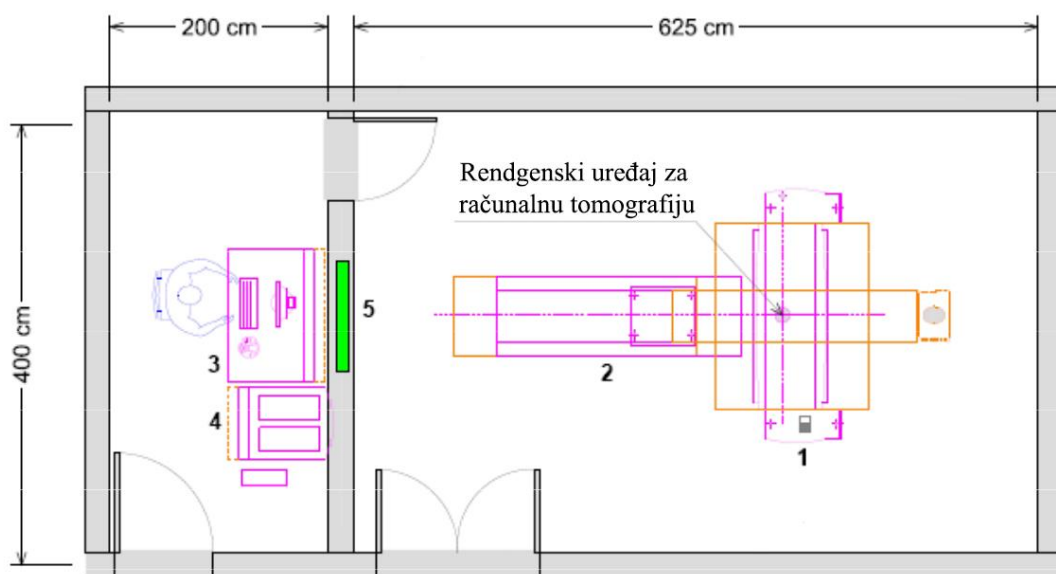
Slika 5.18: Mjerni postav za mjerenja u snopu - detektorska pozicija 1.

U drugom postavu detektor je izložen samo raspršenom zračenju (detektorska pozicija 2) što je postignuto odvajanjem detektora i rendgena u različite prostorije te usmjeravanjem rendgenskog snopa na  $90^\circ$  u odnosu na liniju detektor-rendgen.



Slika 5.19: Mjerni postav za mjerenja raspršenog zračenja - detektorska pozicija 2.

Takav postav napravljen je radi simuliranja realnih uvjeta pri nadzoru prostora oko generatora ionizirajućeg zračenja kao što je na primjer upravljačka prostorija, koja je zasebna u odnosu na prostoriju u kojoj se nalazi generator i rendgenska cijev, ili položaj operatera koji rukuje rendgenom, a koji nikad ne smije biti u direktnom snopu. Postav za mjerenje raspršenog zračenja prikazan je na slici 5.19.



Slika 5.20: Primjer tlocrta upravljačke prostorije i prostorije s uređajem za računalnu tomografiju [108].

## 6 REZULTATI

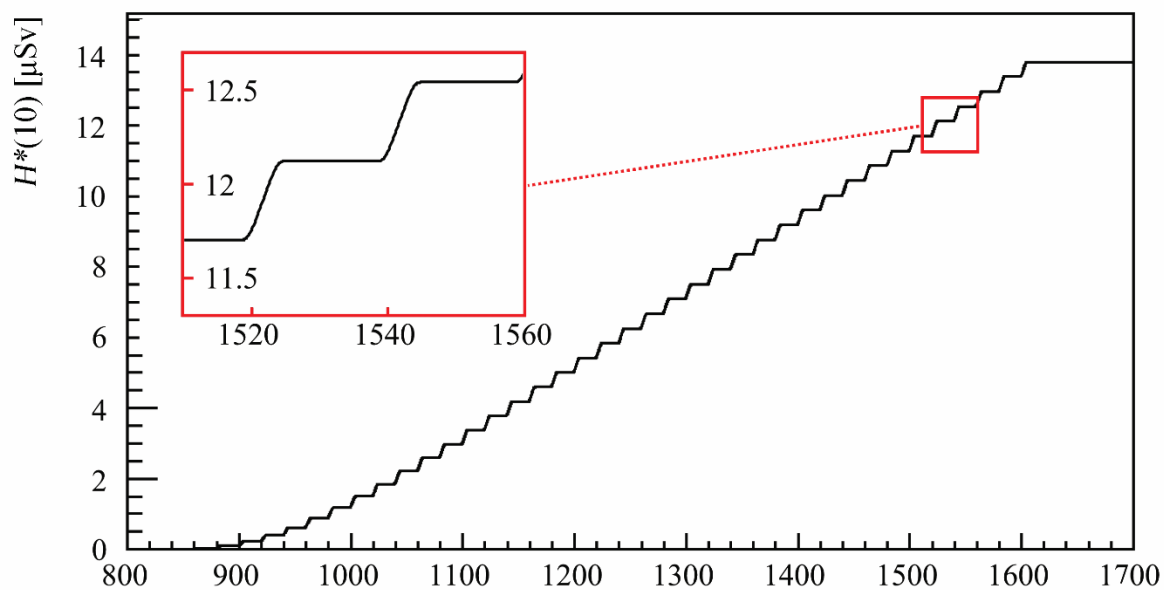
### 6.1 Vremenski razlučiva mjerenja

Za mjerenje raspršenog zračenja naponska skala na osciloskopu podešena je na 2 mV/div. Za mjerenja u snopu, zbog veće amplitude signala skala bila je podešena od 20 mV/div do 50 mV/div kako bi iskoristili maksimalni dinamički raspon osciloskopa i izbjegli njegovu saturaciju.

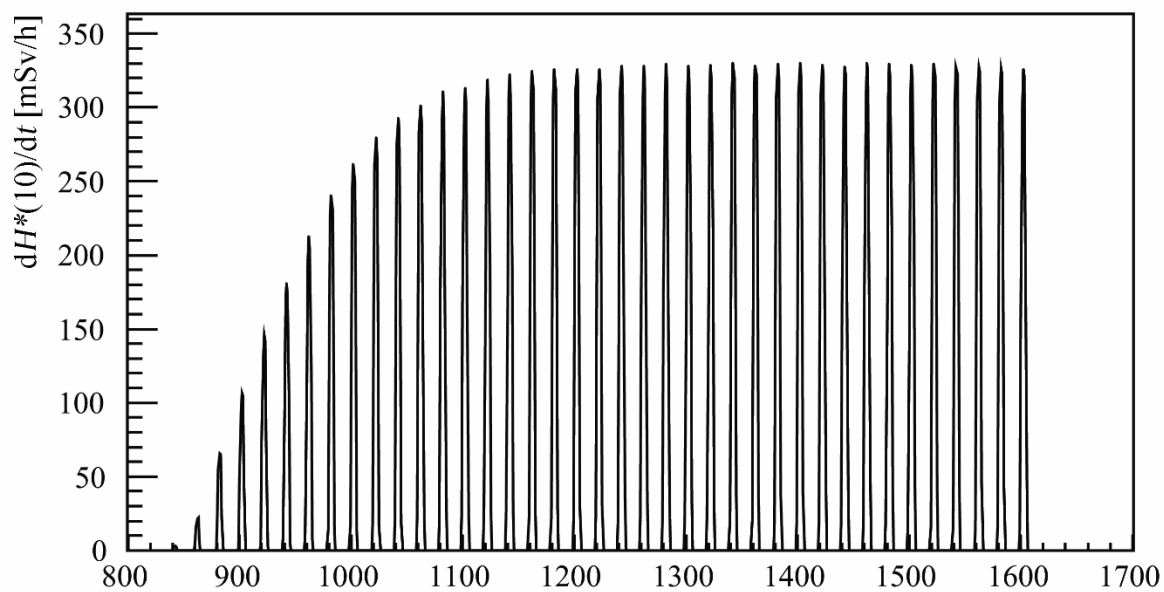
Rezultati mjerenja doze i brzine doze u vremenu za mjerenja u snopu rendgenskog impulsnog zračenja prikazani su na slici 6.1, a rezultati mjerenja raspršenog zračenja na slici 6.2.

Ostvarena vremenska rezolucija pri mjerenju doze i brzine doze u svim mjerenjima iznosi 1 ms i jednaka je trajanju vremenskog prozora unutar kojega je signal integriran. Najbolje rezolucije pri mjerenju  $H^*(10)$  doze i brzine  $H^*(10)$  doze ostvarene su pri mjerenju raspršenog zračenja zbog korištenja osjetljivije skale u analogno-digitalnoj pretvorbi.



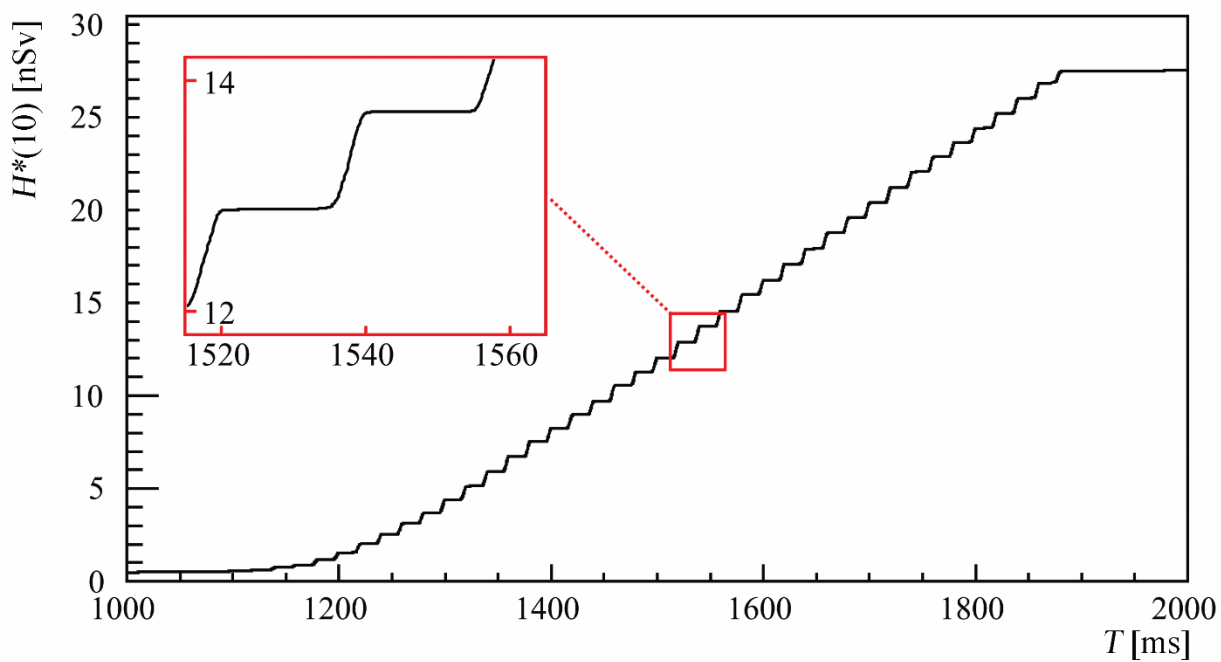


a)

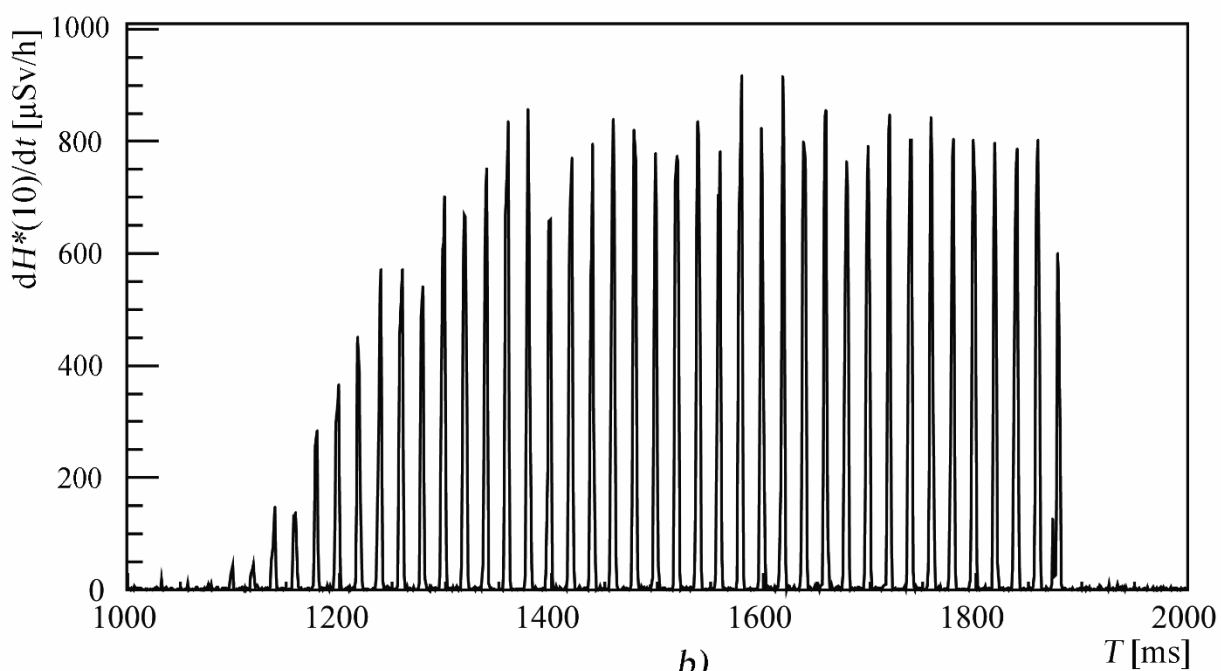


b)

Slika 6.1: Rekonstruirani podaci za: a) dozu u vremenu pri mjerenju u snopu, b) brzinu doze u vremenu pri mjerenju u snopu.



a)



b)

Slika 6.2: Rekonstruirani podaci za: a) dozu u vremenu pri mjerenju raspršenog zračenja, b) brzinu doze u vremenu pri mjerenju raspršenog zračenja.

Pri mjerenju doze ostvarena je rezolucija od 1 pSv, a pri mjerenju brzine doze rezolucija od 10 nSv/h, što odgovara najmanje značajnim znamenkama rezultata mjerenja. Tako visoka rezolucija mjerenja doze nije pretjerano korisna sama po sebi. Ona je nusprodukt energijski osjetljivog detektora na pojedinačne fotone, ali je vrlo bitna za mjerenja brzine doze s visokom vremenskom rezolucijom gdje je mjerenje doze derivirano u kratkom vremenskom prozoru.

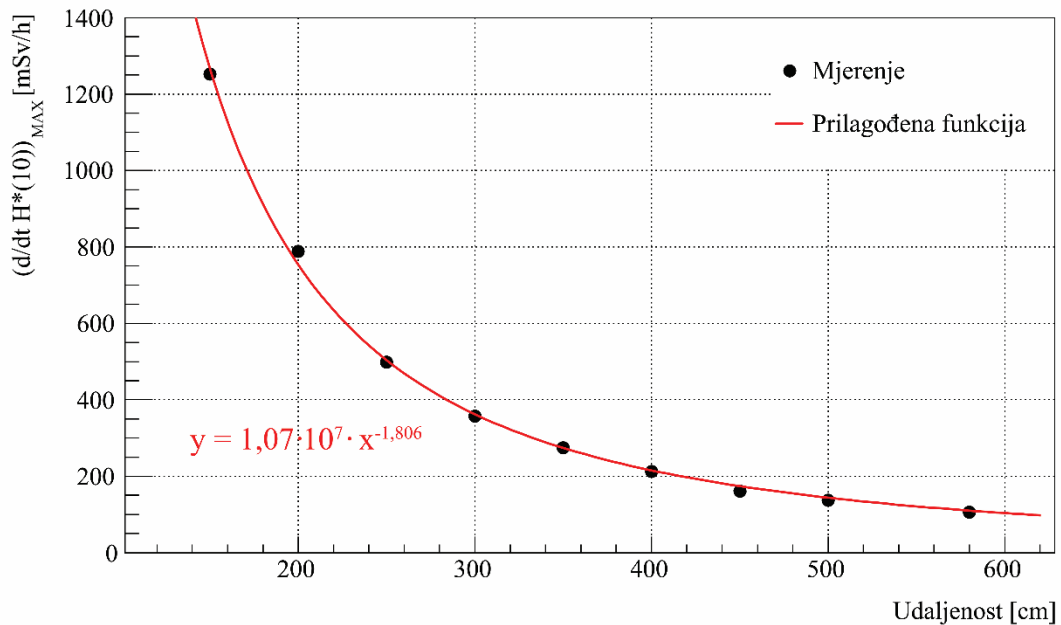
Kolebanja vršnih vrijednosti vidljivih na slici 6.2 b) su izraženije zbog niže brzine doze raspršenog zračenja ( $dH^*(10)/dt \approx 100 \mu\text{Sv/h}$ ) i osjetljivije skale na ordinati (skala u  $\mu\text{Sv/h}$ ) nego što je to na slici 6.1 b) na kojoj su predstavljena mjerenja u snopu (skala u  $\text{mSv/h}$ ).

## 6.2 Odziv na brzinu doze

Kako bi istražili odziv detektora na brzinu  $H^*(10)$ , proveden je dodatni set mjerenja u snopu rendgenskog zračenja. Mjerni postav bio je jednak kao što je prikazano na slici 5.18, “detektorska pozicija 1”. Prije početka mjerenja SiPM detektorski sustav kalibriran je u snopu s brzinom doze 100 mSv/h u skladu s IEC TS 63050:2019 normom [8]. Proces kalibracije detaljno je opisan u poglavlju 5.4.

Odziv SiPM sustava na brzinu doze dobiven je dijeljenjem vlastitog odziva s odzivom referentnog instrumenta za niz točaka (niz brzina doze). Kako se radi o impulsnom polju brzina doze ni u jednom trenutku nije konstanta, već promatramo njezinu maksimalnu vrijednost tijekom ekspozicije.

Mjerenja su provedena na devet različitih brzina doze od 100 do 1250 mSv/h koje su bile proizvedene mijenjajući udaljenost detektora od izvora zračenja (rendgena) od 150 cm do 580 cm u intervalima od 50 cm. Slika 6.4 prikazuje izmjerenu ovisnost brzine doze o udaljenosti i funkciju koja je prilagođena na skup mjernih podataka. Poznato je da je brzina doze obrnuto proporcionalna kvadratu udaljenosti od točkastog izvora, a rezultati sa slike 6.4 to potvrđuju. Pretpostavka je da su mala odstupanja izmjerenih vrijednosti od teorijskih vrijednosti uzrokovana doprinosom zračenja raspršenoga na predmetima u prostoriji i mjernom pogreškom.

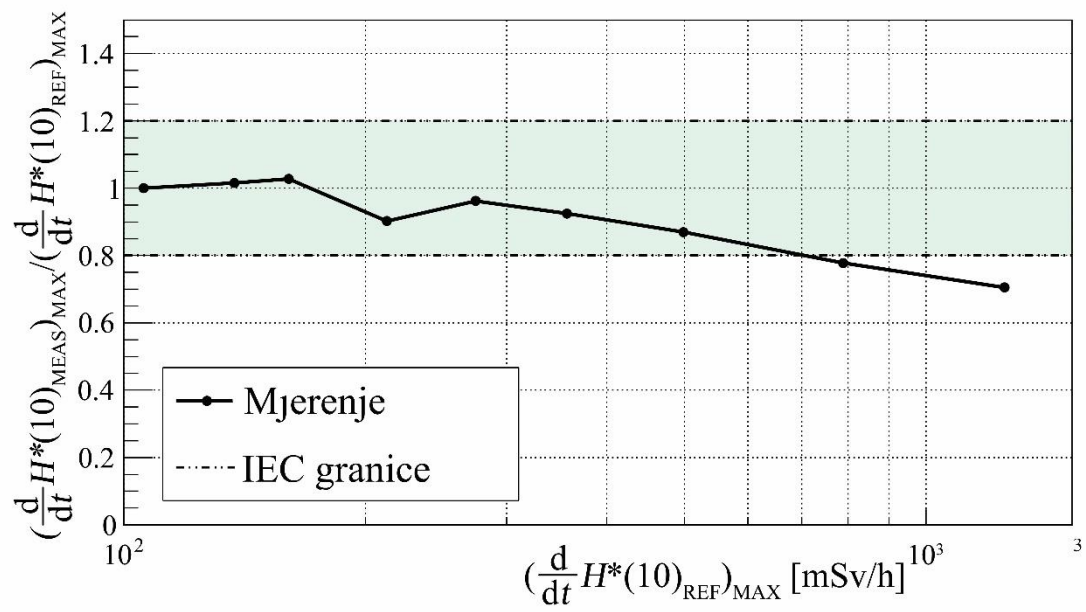


Slika 6.3: Izmjerena ovisnost brzine  $H^*(10)$  o udaljenosti od izvora

Zbog nedostupnosti referentnog instrumenta za mjerenje brzine doze, mjerena je doza koristeći STEP OD-02 dozimetar, a referentna brzina doze izračunata na sljedeći način:

Za svaku točku mjerenja izvršeno je i referentno mjerenje doze iz koje je dobiven kalibracijski faktor za SiPM sustav (efektivno izvodeći devet kalibracija za svih devet točaka mjerenja kao što je opisano jednadžbama 5.6 i 5.7). Na svaku od devet točaka brzine doze primijenjene je kalibracijski faktor te su dobivene brzine doze koje su proglašene referentnim vrijednostima.

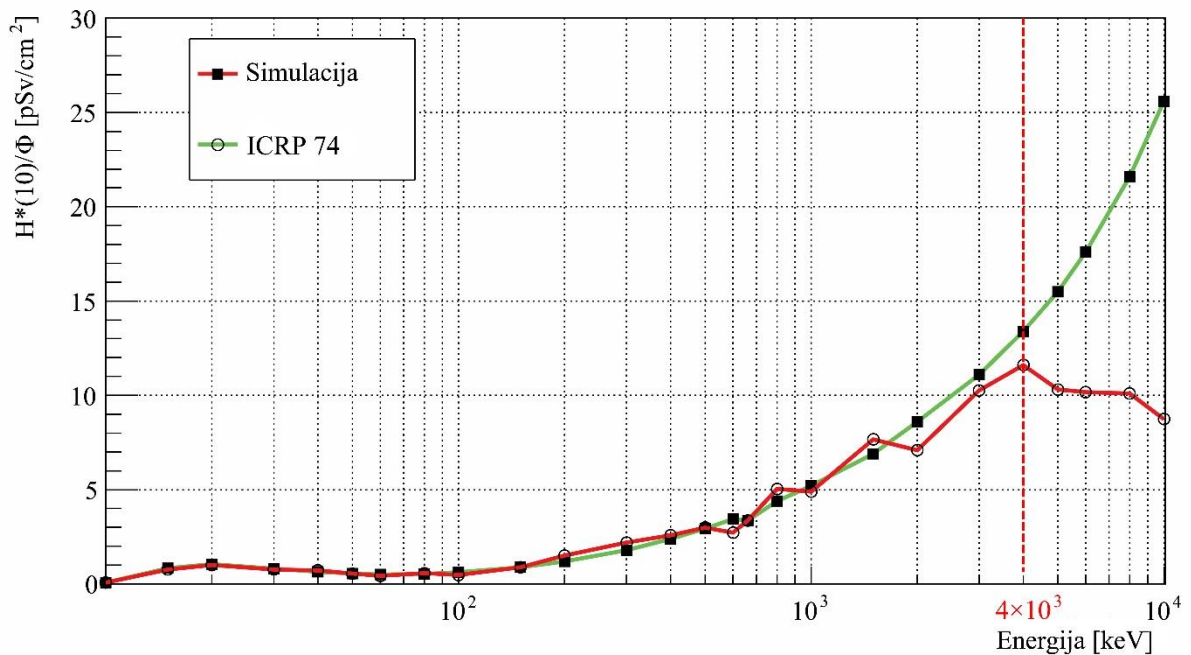
Rezultati mjerenja prikazani su na slici 6.4. SiPM detektor pokazao je zadovoljavajući odziv u skladu s IEC normom [8] za brzine  $H^*(10)$  doze do 700 mSv/h.



Slika 6.4: Odziv na brzinu  $H^*(10)$  za SiPM detektor, normiran na referentnu vrijednost brzine doze.

### 6.3 Monte Carlo simulacije

Pripremljeni kôd Monte Carlo simulacije, vrednovan je izračunom faktora pretvorbe toka fotona za danu energiju fotona u mjernu veličinu  $H^*(10)$  i usporedbom s referentnim tabličnim vrijednostima [97]. Rezultati simulacije prikazani su na slici 6.5.

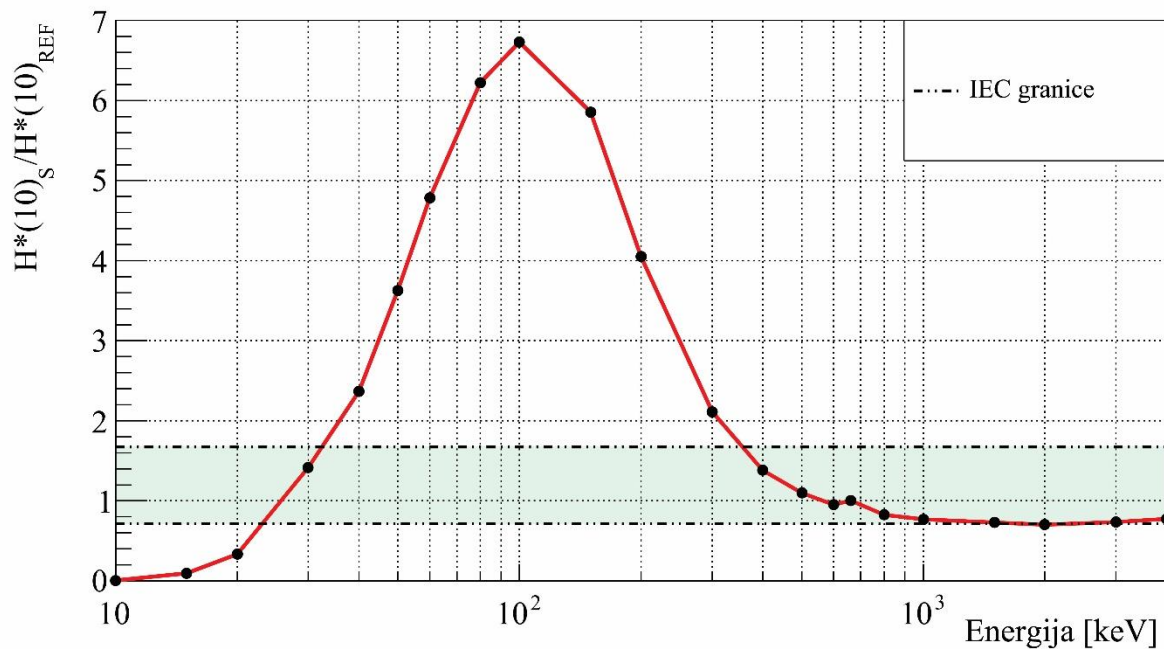


Slika 6.5: Simulirani i referentni faktori pretvorbe toka fotona u  $H^*(10)$  za energije od 10 keV do 10 MeV.

Razvidno je slaganje simuliranih i referentnih vrijednosti do približno 4 MeV. Za energije veće od 4 MeV, odstupanje od vrijednosti izdanih u ICRP publikaciji br. 74 [97] bilo je očekivano zbog već dokazanog precjenjivanja  $H^*(10)$  pri energijama većim od  $\sim 4$  MeV kao što je opisano u poglavlju 5.3 i prikazano slikom 5.12.

Osim validacije simulacije, dobiveni rezultati potvrdili su istraživanje koje su 2018. godine proveli Kanti i sur. [109], a temeljilo se na računu faktora pretvorbe toka fotona u  $H^*(10)$  veličinu (slika 5.12).

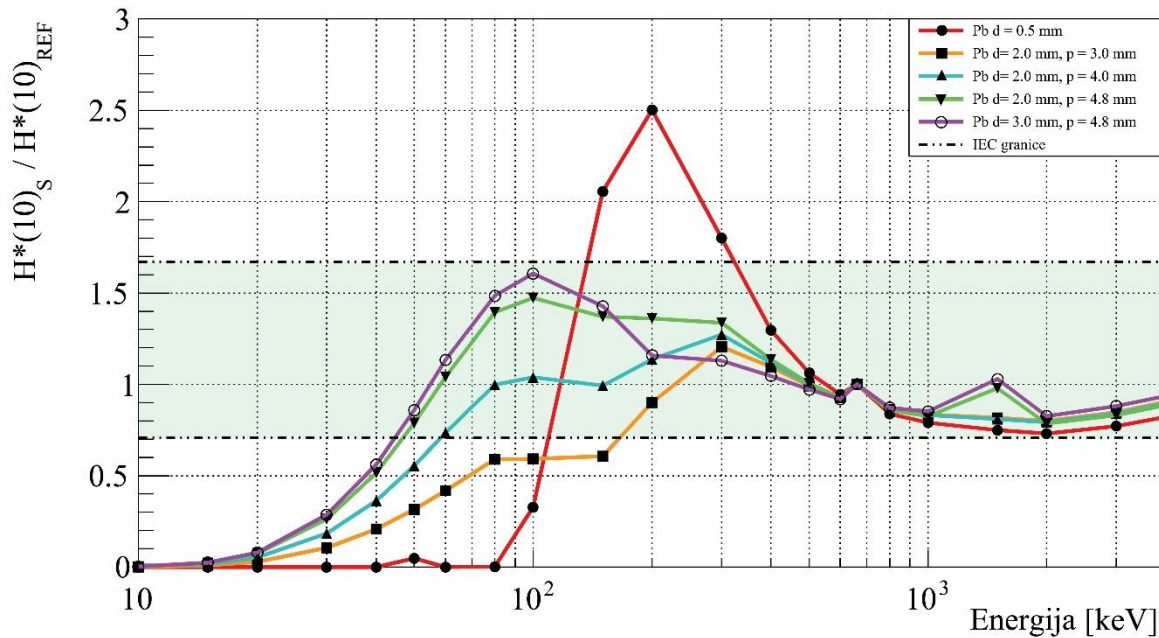
Slika 6.6 prikazuje rezultat simulacije energijskog odziva korištenog scintilacijskog kristala na mjernu veličinu  $H^*(10)$ . Simuliran je kristal NaI(Tl) dimenzija  $(10 \times 10 \times 10)$  mm<sup>3</sup> u aluminijskom kućištu debljine stijenke 1 mm. Odziv je normiran na energiju gama emisije <sup>137</sup>Cs (661,7 keV) a granice zadane IEC normom prikazane su crtkano točkastom linijom. Kristal ima previsoki i neodgovarajući odziv za energije od ~30 keV do ~300 keV s vrhom na 100 keV i granično nizak odziv pri energijama iznad 1 MeV.



Slika 6.6: Simulacija energijskog odziva detektora bez energijskog kompenzacijskog filtra.

Rezultati simulacije energijskih filtara različitih geometrija i materijala pokazali su kako filter za NaI(Tl) detektor mora imati prorez kako bi propustio fotone energija ispod 100 keV. Slika 6.7 prikazuje rezultate simulacije energijskog odziva olovnog filtra za odabranih pet različitih geometrija. Olovni filter debljine 0,5 mm bez proreza gotovo u potpunosti je atenuirao energije do 80 keV, a za energije veće od ~150 keV atenuacija mu je nedovoljna pa je odziv detektora i dalje previsok. Najbolji rezultat za energije od 60 keV do sve do maksimalne ispitane energije od 4 MeV postignut je olovnim filtrom debljine 2,0 mm s kružnim prorezom promjera 4 mm koji daje najpravniji odziv za energije od 80 keV do 1 MeV.

Gledajući isključivo karakteristike na granično malim energijama, najbolje rezultate dali su filtri s kružnim prorezom promjera 4,8 mm debljina 2,0 i 3,0 mm koji detektoru omogućuje mjerenje energetskih fotona u skladu s IEC normom za energije veće od ~44 keV.

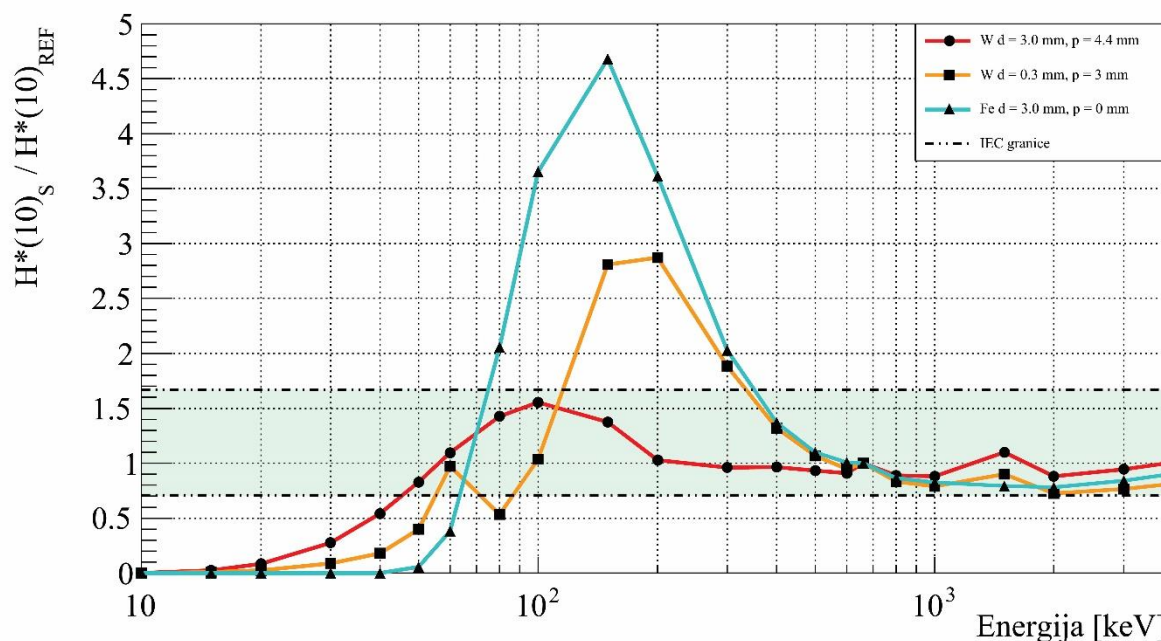


Slika 6.7: Simulacija energijskog odziva detektora na  $H^*(10)$  za pet različitih geometrija olovnog filtra. Parametri  $d$  i  $p$  u legendi predstavljaju debljinu filtra odnosno promjer kružnog proreza.

Slika 6.8 prikazuje energijski odziv detektora tri odabrana filtra, i to dva volframova različitih geometrija i jedan željezni. Željezni filter debljine 3,0 mm bez proreza pri višim energijama nema dovoljnu atenuaciju pa rezultira odzivom sustava koji je previsok od ~70 keV do 230 keV. Za energije niže od ~70 keV atenuacija mu je prevelika.

Volframov filter debljine 3,0 mm i promjera kružnog proreza od 4,4 mm pokazao je najbolji odziv za energije veće od 200 keV.

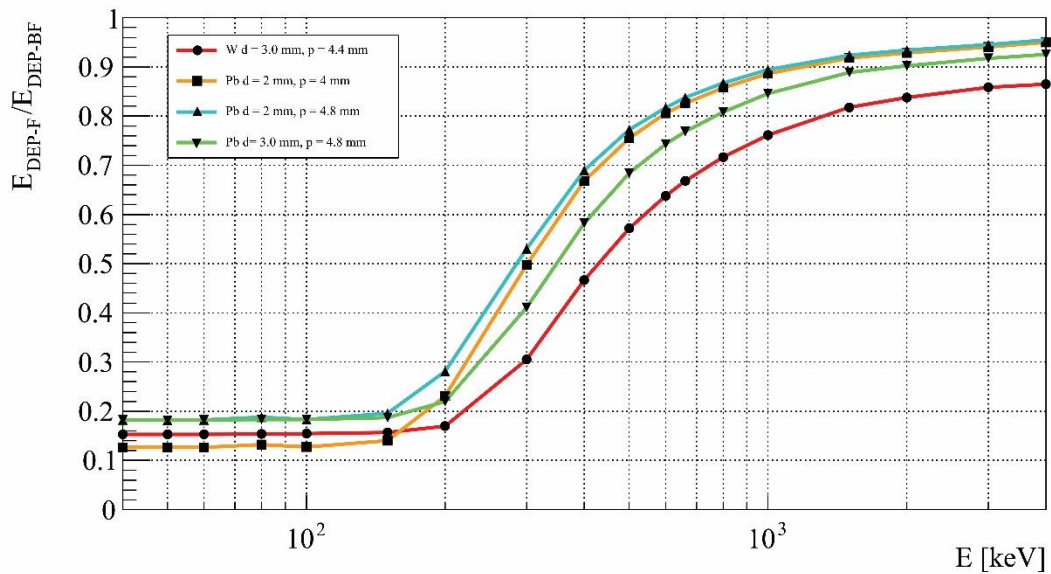




Slika 6.8: Simulacija energijskog odziva detektora na  $H^*(10)$  za dva volframova filtra različitih geometrija i jedan željezni filtar. Parametri  $d$  i  $p$  u legendi predstavljaju debljinu filtra odnosno promjer kružnog prereza.

Cilj primjene energijskog filtra bio je kontrolirano atenuirati odziv detektora pri energijama gdje je on previsok, ali atenuacija u području preostalih energija nije poželjna (osim za potrebe mjerenja visokih brzina  $H^*(10)$  većih od  $\sim 1$  Sv/h). Zbog toga je zanimljivo promotriti atenuacijske krivulje filtara koji su pokazali najbolje karakteristike ispravljanja energijskog odziva. Krivulje su dobivene dijeljenjem apsorbirane doze u energijski kompenziranom

detektoru s apsorbiranom dozom u energijski nekompenziranom detektoru. Rezultati izračuna prikazani su na slici 6.9.



Slika 6.9: Atenuacijske krivulje za dizajnirane filtre s najboljim karakteristikama ispravljanja energijskog odziva. Parametri  $d$  i  $p$  u legendi predstavljaju debljinu filtra odnosno promjer kružnog proreza.

Oblik i međusobna sličnost dobivenih krivulja su očekivane jer je pažljivim odabirom materijala i geometrije filtera energijski odziv detektora za energije do nekoliko stotina keV s vrhom na 100 keV bio namjenski atenuiran kako bi ga “poravnali”. Za veće energije pri kojima atenuacija nije poželjna, najbolji rezultat ponovno su dali olovni filteri debljine 2,0 mm s promjerom kružnih proreza 4,0 odnosno 4,8 mm. dok je najveća atenuacija, odnosno najnepoželjniji rezultat atenuacije dobiven korištenjem volframovog filtera debljine 3,0 mm i promjera kružnog izreza od 4,4 mm.

## 6.4 Mjerna nesigurnost

Glavni doprinosi ukupnoj mjernoj nesigurnosti mjernog sustava upotrebljenog u okviru doktorskog rada dolaze od mjerne nesigurnosti referentnog instrumenta, koeficijenta varijacije, odziva na brzinu doze i energijskog odziva koji je dominantna komponenta.

Mjerna nesigurnost referentnog instrumenta Step OD-02 za mjerenja ambijentalne doze dokumentirana je kao manja od 15% za mjerno područje do 20  $\mu\text{Sv}$  i manja od 10% za mjerno područja do 200  $\mu\text{Sv}$  i do 2000  $\mu\text{Sv}$  [103].

Glavni parametri koji utječu na koeficijent varijacije su brzina doze, vremenska konstanta mjerenja i osjetljivost detektora (vidi jednadžbu 4.3). Pri dizajniranju detektorskog sustava, možemo kontrolirati samo osjetljivost detektora i vremensku konstantu mjerenja jer je brzina doze vanjski parametar polja koje mjerimo. Za mjerenja kratkih impulsa ionizirajućeg zračenja, vremenska konstanta treba biti što manja, što negativano utječe na koeficijent varijacije (povećava se). Taj negativan utjecaj u kod razvijenog SiPM detektorskog sustava kompenziran je povećanjem osjetljivosti detektora. Ako postoji potreba za dodatnim smanjivanjem koeficijenta varijacije, npr. u svrhe poboljšanja tehničkih karakteristika pri mjerenju kratkih impulsa niskih brzina doze, osjetljivost detektora možemo povećati povećanjem osjetljivog volumena detektora.

Ovisnost odziva o brzini doze niža je od 20% za brzine doze do 700 mSv/h i o njoj se raspravljalo u poglavlju 6.2.

Energijski odziv na mjernu veličinu  $H^*(10)$  dominantna je komponenta mjerne nesigurnosti. S olovnim energijskim filtrom debljine 2,0 mm s kružnim prerezom promjera 4,0 mm, za energije veće od 60 keV pa sve do promatranih 4 MeV, odziv sustava leži unutar relativnih granica (0.71 - 0.67) zadanih normom IEC 60846-1:2009. Bolje karakteristike energijskog odziva moguće je postići samo korištenjem scintilacijskog materijala koji posjeduje veću tkivnu ekvivalentnost, primjer kojega je plastični scintilator. Energijski odziv razmotren je i opisan u poglavlju 5.3.

Određivanje mjerne nesigurnosti cjelokupnog mjernog sustava moguće je ispitivanjem u akreditiranom umjernom laboratoriju koji posjeduje referentni izvor impulsnog ionizirajućeg zračenja.

Prvi takav referentni izvor konstruiran je i instaliran 2012. godine u Nacionalnom metrološkom institutu Njemačke (PTB) [110]. Takvi su referentni izvori još uvijek vrlo rijetki.

## 7 RASPRAVA

Učinci ionizirajućeg zračenja na čovjekovo zdravlje ne ovise samo o dozi koju je primila izložena osoba već i o brzini doze tijekom tog izlaganja. Područja u okolici generatora ionizirajućeg zračenja moraju se nadzirati, za fotonska polja mjereći brzinu ambijentalnog doznog ekvivalenta,  $dH^*(10)/dt$ , a koju mjerimo ambijentalnim dozimetrima.

Istraživanja tehničkih karakteristika dozimetara u posljednjih deset godina pokazala su kako osobni i ambijentalni dozimetri nisu dizajnirani za mjerenja u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja zbog čega se javljaju ozbiljna podcjenjivanja u mjerenoj dozi i brzini doze. Novija istraživanja pokazuju kako se situacija danas popravila te postoje komercijalno dostupni dozimetri koji su u mogućnosti mjeriti dozu (sukladno IEC 61526 normi) u impulsnim poljima do određene brzine doze što pokriva normalna, ali ne i slučajna izlaganja. Preporuka je da se takve instrumente još uvijek koristi s oprezom jer su podcjenjivanja efektivne doze, koje se procjenjuju iz izmjerenih vrijednosti brzine  $H^*(10)$ , i dalje moguća.

Istraživanja tehničkih značajki dozimetara za mjerenja u impulsnim poljima i nedavno su doprinijela podizanju svijesti o mjerenju u impulsnim poljima. Tako je 2019. godine Međunarodno elektrotehničko povjerenstvo (IEC) izdalo normu IEC 63050:2019 pod nazivom "Radiation protection instrumentation - Dosimeters for pulsed fields of ionizing radiation" koja po prvi puta opisuje tehničke zahtjeve za dozimetre namijenjene mjerenjima u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja. Izvješća istraživanja o tome kako dostupni komercijalni dozimetri ispunjavaju te kriterije tek se iščekuju.

Mogućnost mjerenja doze ne smije se poistovjetiti s mogućnošću ispravnog mjerenja brzine doze. U istraživanju koje su 2018. godine proveli Friedrich i Hupe u Nacionalnom metrološkom institutu Njemačke (Physikalisch-Technische Bundesanstalt - PTB), istražene su tehničke karakteristike pet različitih dostupnih dozimetara u impulsnim poljima. PTB posjeduje prvi referentni laboratorij za impulsna polja ionizirajućeg zračenja [110] s mogućnošću odabira trajanja impulsa od 0,4  $\mu$ s do 10 s, pri čemu je ekspozicija od 10 s bila proglašena referentnom. Prijavili su kako niti jedan od testiranih ambijentalnih dozimetara nije u mogućnosti mjeriti brzinu doze tijekom trajanja impulsa ionizirajućeg zračenja [64]. Testirani ambijentalni dozimetri bili su u mogućnosti mjeriti samo srednju brzinu doze ako je vrijeme ekspozicije bilo duže od vremena odziva instrumenta (koje je najčešće dulje od 2 s). U suprotnom dolazi do podcjenjivanja brzine doze do nekoliko redova veličine [64].

Ako je vrijeme odziva instrumenta dulje od vremena trajanja impulsa, preporuka je izbjegavati mjerenja brzine doze. Umjesto toga preporučuje se mjerenje doze integrirajućim dozimetrom [9] kao što je integrirajuća ionizacijska komora.

Sektor medicine glavni je izvor ozračenja populacije i profesionalaca iz umjetnih izvora ionizirajućeg zračenja. Uzevši u obzir da dijagnostička radiološka oprema, koja je jedna od najčešće korištenih generatora rendgenskog zračenja, većinom radi s ekspozicijama kraćim od 2 s i/ili u impulsnom načinu rada, postoji žurna potreba za novim rješenjima koja bi omogućila mjerenje brzine doze u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja.

Znanstvena zajednica uglavnom je koncentrirana na razvoj novih poluvodičkih detektora koji bi bili primjenjivi u dozimetriji, ali većina je tih istraživanja još uvijek u samim začetima.

Među istraživanjima, moguće je prepoznati dva smjera od kojih je jedan koncentriran na uporabu silicijskih fotomultiplikatora u kombinaciji sa scintilacijskim kristalima, a drugi na korištenje matričnih poluvodičkih CMOS detektora koji svoju primjenu imaju u medicinskom oslikavanju ili kamerama mobilnih telefona.

Većina razvijenih rješenja zahtijeva komplicirane metode energijske kompenzacije detektora kako bi se postigao ravan energijski odziv, ali s druge strane obećava bolju osjetljivost, dobar dinamički raspon, osjetljivost na fotone niskih energija sve do nekoliko keV, male dimenzije, ekonomičnost i sl. Međutim, potrebno je puno dodatnog razvoja i testiranja prije nego neka od tih tehnologija zaživi i stigne u široku uporabu.

Loše tehničke karakteristike postojećih tehnologija u ambijentalnim dozimetrima bile su glavni pokretač ovog doktorskog istraživanja čiji je glavni motiv bio rješavanje postojećeg problema mjerenja brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja.

U okviru doktorskog rada definiran je i matematički opisan problem mjerenja u impulsnim poljima i prezentirana arhitektura novog elektroničkog dozimetrijskog detektorskog sustava za vremenski razlučiva mjerenja ambijentalnog doznog ekvivalenta i brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja.

Osmišljeni detektorski sustav temelji se na primjeni silicijskog fotomultiplikatora i scintilacijskog kristala koji su sastavni dio detektora, a energijski odziv mu je ispravljen razvijanjem inovativne metode – dizajniranjem energijskog kompenzacijskog filtra.

Detektorski sustav karakteriziran je mjerenjima u impulsnom polju rendgenskog zračenja u snopu i za raspršeno zračenje.

Detektor se sastoji od scintilacijskog kristala natrijeva jodida dopiranog talijem dimenzija  $(10 \times 10 \times 10) \text{ mm}^3$  koji je spojen na silicijski fotomultiplikator. Signal s detektora doveden je na brzo neinvertrajuće pojačalo s kojega je digitaliziran upotrebom digitalni osciloskop s  $24 \times 10^6$  točaka memorije za *offline* analizu.

Konvencionalna metoda rekonstrukcije doze i brzine doze metoda je brojanja impulsa koja neizbježno unosi mrtvo vrijeme koje smanjuje dinamički raspon i vremensku razlučivost detektora. Primjer je istraživanje koje su proveli Buzhan i sur. [68] 2018. godine u okviru kojega je razvijen ambijentalni dozimetar brojačkog tipa koji koristi scintilacijski kristal cezijeva jodida dopiranog talijem spojenog na silicijski fotomultiplikator. Za razvijeni dozimetar nisu naveli nisku cijenu, vremenske karakteristike, ali izmjeren je dinamički raspon od  $0,1 \mu\text{Sv/h}$  –  $10 \text{ mSv/h}$ . S druge strane, detektorski sustav razvijen u sklopu ovog doktorskog rada koristi metodu integracije impulsa koja je omogućila mjerenje bez mrtvog vremena te na taj način povećala dinamički raspon detektora. Detektorski sustav u mogućnosti je mjeriti brzine doze od nekoliko stotina  $\text{nSv/h}$  (što je blisko prirodnom pozadinskom zračenju) sve do  $700 \text{ mSv/h}$ . Kada postignuti dinamički raspon usporedimo s dinamičkim rasponom dozimetra koji su razvili Buzhan i sur., razvidno je povećanje dinamičkog raspona za faktor 70.

Pri mjerenju doze i brzine doze ostvarena je vremenska razlučivost od 1 ms koja bi mogla omogućiti precizna mjerenja u rutinskom nadzoru prostora u okolici impulsnih generatora ionizirajućeg zračenja [86]. Taj rezultat predstavlja značajno poboljšanje vremenske rezolucije koja je za tri reda veličine bolja od komercijalno dostupnih uređaja. U tablici 1 prikazana su vremena odziva i rasponi mjerljivih brzina ambijentalnog doznog ekvivalenta za neke od komercijalnih dozimetara. Uočeno je da komercijalni dozimetri zahtijevaju kontinuiranu ekspoziciju trajanja više od nekoliko sekundi kako bi izvršili pouzdano mjerenje.

U razvijenom detektorskom sustavu, najbolja postignuta rezolucija pri mjerenju ambijentalnog doznog ekvivalenta iznosi 1 pSv (poglavlje 6.1 Vremenski razlučiva mjerenja gdje su prezentirani rezultati mjerenja raspršenog zračenja). Tako visoka rezolucija nusprodukt je detektora osjetljivog na pojedinačne fotone koji je u mogućnosti mjeriti njihovu energiju. Ona sama po sebi nije pretjerano korisna, ali je vrlo važna za mjerenja brzine doze kratkih impulsa gdje je informacija o dozi derivirana u kratkom vremenskom prozoru.

Energijski odziv detektora na  $H^*(10)$  veličinu ispitan je uz pomoć Monte Carlo simulacija transporta čestica kroz materiju. Kôd simulacije prvo je validiran računanjem faktora pretvorbe toka fotona u  $H^*(10)$  i usporedbom dobivenih rezultata s referentnim tabličnim vrijednostima.

Osim validacije simulacije, rezultati su potvrdili istraživanje koje su 2018. godine proveli Kanti i sur [109].

Energijski odziv detektora pokazao se previsokim za energije od  $\sim 30$  keV do  $\sim 300$  keV. Kako bi energijski odziv učinili što bliže bliže idealnom, razvijena je inovativna metoda kompenzacije scintilacijskog kristala koristeći energijski kompenzacijski filtar. Filtar atenuira dijelove fotonskog spektra na kojima je odziv scintilatora na  $H^*(10)$  prevelik te na taj način poravnava odziv detektora. U okviru doktorskog rada predstavljeno je nekoliko filtara različitih geometrija i materijala. Za filtre s najboljim karakteristikama promotrene su i raspravljene atenuacijske krivulje.

Jednaku metodu kompenzacije uporabom takvih filtara moguće je primijeniti na druge mjerne veličine kao što je osobni dozni ekvivalent ( $H_p(10)$ ) ili drugi scintilacijski kristal.

Kao daljnje istraživanje i razvoj, predlaže se konstrukcija sličnog detektorskog sustava koji bi i dalje koristio silicijski fotomultiplikator, ali uparen s plastičnim scintilatorom. Takav detektor zahtijevao bi manju energijsku kompenzaciju i omogućio bolju vremensku rezoluciju zbog kraće konstante scintilacijskog raspada (koja je reda veličine 1 ns). Zbog slabije efikasnosti plastičnog scintilatora, detektor bi morao biti većeg volumena kako bi ostvario jednaku osjetljivost [86].

## 8 ZAKLJUČAK

Loše tehničke karakteristike dozimetrijske instrumentacije za mjerenja u impulsnim poljima, posebno pri mjerenju brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta, bile su glavna motivacija za ovo istraživanje. Doktorski rad uključuje teorijski pregled (poglavlje 2) koji obuhvaća izvore ionizirajućeg zračenja, interakciju ionizirajućeg zračenja s materijom, principe, mjerne veličine i mjerne jedinice u dozimetriji zračenja, tipove dozimetrijske instrumentacije, načine rada pojedinih detektora ionizirajućeg zračenja, opis impulsnih polja te nas uvodi u Monte Carlo simulacije transporta čestica kroz materiju.

U okviru dokorskog rada napravljen je pregled dosadašnjih istraživanja (poglavlje 3) u obliku istrage tehničkih karakteristika postojećih dozimetara i novih postignuća kroz razvoj novih tehnologija. Pregled istraživanja rezultirao je objavom preglednoga rada u znanstvenom časopisu [9].

Matematički je opisan te definiran problem mjerenja u impulsnim poljima ionizirajućeg zračenja (poglavlje 4) iz kojega je evidentno da je za mjerenje kratkih impulsa ionizirajućeg zračenja potrebno povećati osjetljivost i dinamički raspon dozimetra.

U okviru dokorskoga rada osmišljen je elektronički detektorski dozimetrijski sustav za vremenski razlučiva mjerenja impulsnih polja ionizirajućeg zračenja (poglavlje 5). Detektorski sustav sastavljen od scintilacijskog kristala natrijeva jodida dopiranog talijem (NaI(Tl)) dimenzija  $(10 \times 10 \times 10)$  mm<sup>3</sup> optički spojenog na silicijski fotomultiplikator. Komponente detektora sastavljene su u kućište namjenski isprintano 3D pisačem koje pruža mehaničku čvrstoću i optičku izolaciju detektora od vanjske svjetlosti. Pri detekciji energetskog fotona, energija fotona apsorbirana je u NaI(Tl) scintilatoru nakon koje slijedi emisija optičkih scintilacijskih fotona. Optički fotoni detektirani su silicijskim fotomultiplikatorom koji na izlazu generira električni impuls čiji su naboj proporcionalni broju detektiranih fotona.

Taj električni impuls doveden je do pojačala signala pa na osciloskop s digitalnom memorijom gdje je snimljen s brzinom uzorkovanja od 10 MS/s i  $2,4 \times 10^6$  točaka memorije za *offline* analizu.

Za potrebe ispitivanja energijskog odziva detektora na mjernu veličinu  $H^*(10)$ , napisani su programi za Monte Carlo simulacije transporta čestica kroz materiju. Da bi se zaobišle konvencionalne metode korekcije energijskog odziva elektroničkim otežavanjem pojedinih impulsa, a koje su uporabljive samo za niske brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta, razvijena je inovativna metoda temeljena na Monte Carlo simulacijama – dizajn energijskog



kompenzacijskog filtra. Njegova uporaba omogućuje integraciju signala na izlazu detektora (efektivno vršeći integraciju svjetlosti) koja je neosjetljiva na nagomilavanje impulsa te omogućuje mjerenje bez mrtvog vremena.

Za potrebe analize mjerenih podataka napisani su programi u CERN-ovoj ROOT programskoj platformi. Programi kondicioniraju pohranjeni mjerni signal, izvode integraciju signala na koji se zatim primjenjuje kalibracija kako bi dobili informaciju o ambijentalnom doznom ekvivalentu. Integrirani signal (ambijentalni dozni ekvivalent u vremenskoj domeni) na koji je primjenjeno umjeravanje, derivira se u kratkom vremenskom prozoru. Derivacijom signala dobivena je brzina ambijentalnog doznog ekvivalenta dovoljne vremenske razlučivosti da je moguće razlikovati pojedinačne impulse impulsnog rendgenskog generatora.

Detektorski je sustav karakteriziran i validiran nizom mjerenja (poglavlje 6) u impulsnom polju ionizirajućeg zračenja generiranog impulsnim rendgenskim uređajem. Provedena su mjerenja u snopu kao i mjerenja raspršenog zračenja kojima je simulirana uporaba detektorskog sustava u rutinskom nadzoru prostora te ispitan odziv na niske brzine doze. Kao referentni instrument korištena je STEP OD-02 integrirajuća ionizacijska komora za mjerenje ambijentalnog doznog ekvivalenta.

Rezultati mjerenja pokazali su rezoluciju mjerenja ambijentalnog doznog ekvivalenta od 1 pSv i rezoluciju mjerenja brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta od 10 nSv/h. Postignuta je vremenska rezolucija od 1 ms što predstavlja poboljšanje za tri reda veličine u odnosu na komercijalno dostupne instrumente.

Da bi se utvrdio dinamički raspon detektorskog sustava, izmjeren je odziv na brzinu doze čime je pokazana mogućnost mjerenja brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta od nekoliko stotina nSv/h (usporedno s prirodnim pozadinskim zračenjem) do 700 mSv/h.

Provedene su Monte Carlo simulacije transporta čestica kroz materiju. Simulacijski kôd prvo je uspješno validiran kroz izračun faktora pretvorbe fotonskog toka u  $H^*(10)$ .

Potom je ispitan energijski odziv modela korištenog detektora za spektar diskretnih energija od 10 keV do 4 MeV, gdje je uočena potreba za "ravnanjem" energijskog odziva pri rasponu energija od ~30 keV do 300 keV.

U sklopu rezultata rada predstavljeno je nekoliko filtara različitih geometrija i materijala pomoću kojih je po mjerilima IEC norme, energijski odziv detektora uspješno ispravljen.

Konačno, elaborirana je mjerna nesigurnost (poglavlje 6.4), rezultati su raspravljani a predstavljani su i prijedlozi za poboljšanje sustava i nastavak istraživanja (poglavlje 7).

## LITERATURA

- [1] A. L. Brooks i R. Julian Preston, „The role of dose rate in radiation cancer risk: evaluating the effect of dose rate at the molecular, cellular and tissue levels using key events in critical pathways following exposure to low LET radiation“, *Int. J. Radiat. Biol.*, sv. 92, izd. 8, str. 405–426, 2016, doi: 10.1080/09553002.2016.1186301.
- [2] R. Wakeford i E. Tawn, „The meaning of low dose and low dose-rate“, *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, sv. 30, str. 1–3, 2010, doi: 10.1088/0952-4746/30/1/E02.
- [3] I. Prlić, M. Surić Mihić, i Z. Vučić, „Active Electronic Personal Dosimeter in Interventional Radiology“, *Radiat. Prot. Dosim.*, sv. 132, izd. 3, str. 308–312, 2008, doi: 10.1093/rpd/ncn294.
- [4] „Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom“. J. Eur. Union, 2013.
- [5] D. Miller i D. Schauer, „The ALARA principle in medical imaging“, *AAPM Newsletter*, sv. 40, izd. 1, str. 38–40, 2015.
- [6] „Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation“, European Commission, Radiation protection No 160, 2009.
- [7] *Sources and Effects of Ionizing Radiation*, sv. 1. New York: United Nations Scientific Committee, 2010. [Na internetu]. Dostupno na: [https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR\\_2008\\_Annex-B-CORR.pdf](https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR_2008_Annex-B-CORR.pdf)
- [8] „Radiation protection instrumentation - Dosimeters for pulsed fields of ionizing radiation“, IEC TS 63050:2019, 2019.
- [9] L. Pavelić, I. Lacković, M. Surić Mihić, i I. Prlić, „A Technology Overview of Active Ionizing Radiation Dosimeters for Photon Fields“, *Radiat. Prot. Dosim.*, sv. 188, str. 1–11, 2020, doi: 10.1093/rpd/ncz294.
- [10] IEC - International Electrotechnical Commission, „IEC TS 63050:2019 Radiation protection instrumentation - Dosimeters for pulsed fields of ionizing radiation“, Geneva, 2019.
- [11] E. Podgorsak, *Radiation Physics for Medical Physicists*, 3rd izd. Springer, 2016.
- [12] K. E. Holbert, „Charged Particle Ionization and Range“. 2012. Pristupljeno: sij. 24, 2021. [Na internetu]. Dostupno na: <http://holbert.faculty.asu.edu/eee460/IonizationRange.pdf>
- [13] F. H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, Ltd, 2007. doi: 10.1002/9783527617135.ch1.
- [14] G. Knoll, *Radiation detection and measurement*, 4. izd. Hoboken, N.J.: Wiley, 2010.
- [15] M.-M. Bé i ostali, *Table of Radionuclides*, sv. 3. Pavillon de Breteuil, F-92310 Sèvres, France: Bureau International des Poids et Mesures, 2006. [Na internetu]. Dostupno na: [http://www.bipm.org/utils/common/pdf/monographieRI/Monographie\\_BIPM-5\\_Tables\\_Vol3.pdf](http://www.bipm.org/utils/common/pdf/monographieRI/Monographie_BIPM-5_Tables_Vol3.pdf)
- [16] L. Pavelić, *Mjerenje energija gama zraka kod raspada orto-pozitronija*. diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Zagreb, 2014.
- [17] I. Prlić, *Istraživanje prostorno vremenske raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja vrlo niskih doza pri dijagnostičkoj, terapijskoj i intervencijskoj radiologiji*, Disertacija. Sveučilište u Zagrebu, Prirodoslovno-matematički fakultet. Pristupljeno: velj. 26, 2021. [Na internetu]. Dostupno na: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:217:171873>
- [18] R. D. Evans, *The Atomic Nucleus*. New York: Krieger, 1982.

- [19] R. Nave, „Compton Scattering“. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/quantum/compeq.html> (pristupljeno velj. 21, 2021).
- [20] „The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection“, ICRP 103, 2007.
- [21] „Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation“, International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU 51, 1998.
- [22] „Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry“, International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU 51, 1992.
- [23] F. Ravotti, „Dosimetry Techniques and Radiation Test Facilities for Total Ionizing Dose Testing“, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, sv. 65, izd. 8, str. 1440–1464, doi: 10.1109/TNS.2018.2829864.
- [24] J. Seuntjens, W. STRYDOM, i K. SHORTT, „DOSIMETRIC PRINCIPLES, QUANTITIES AND UNITS“, 2005.
- [25] E. B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students*. Beč: International Atomic Energy Agency, 2005.
- [26] „Occupational Radiation Protection“. International Atomic Energy Agency, Beč, Austrija, 2008. Pristupljeno: sij. 21, 2021. [Na internetu]. Dostupno na: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/PUB1785\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/PUB1785_web.pdf)
- [27] *ICRU report 39: Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources*. International Commission on Radiation Units and Measurements, 1985.
- [28] P. Gilvin i ostali, „Quality assurance in individual monitoring: A summary of the EURADOS survey 2012“, u *Radiation Measurements*, 2014, sv. 71, str. 434–437. doi: 10.1016/j.radmeas.2014.07.003.
- [29] M. Luszik-Bhadra i S. Perle, „Electronic personal dosimeters will replace passive dosimeters in the near future“, *Radiation Protection Dosimetry*, sv. 123, izd. 4, str. 546–553, 2007, doi: 10.1093/rpd/ncl145.
- [30] O. Ciraj-Bjelac, E. Carinou, i F. Vanhavere, „Use of active personal dosimeters in hospitals: EURADOS survey“, *Journal of Radiological Protection*, sv. 38, izd. 2, str. 702–715, 2018, doi: 10.1088/1361-6498/aabce1.
- [31] „ThermoFisher Scientific TruDose“. <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/EPDTRUDOSE#/EPDTRUDOSE> (pristupljeno sij. 21, 2021).
- [32] „Operating Instructions for Fh 40 G Dose Rate Measuring Unit“. Thermo Scientific, 2008.
- [33] N. Tsujimura, T. Yoshida, K. Hoshi, i T. Momose, „Performance of Panasonic ZP–1460 Electronic Personal Dosimeter under Exposure Conditions Likely to be Found at Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant“, 2016. doi: 10.7566/JPSCP.11.070008.
- [34] IEC - International Electrotechnical Commission, „IEC 60846:2009: Radiation protection instrumentation - Ambient and/or directional dose equivalent (rate) meters and/or monitors for beta, X and gamma radiation - Part 1: Portable workplace and environmental meters and monitors“, *Geneva*, 2009.
- [35] IEC - International Electrotechnical Commission, „IEC 60846:2015: Radiation protection instrumentation - Ambient and/or directional dose equivalent (rate) meters and/or monitors for beta, X and gamma radiation - Part 2: High range beta and photon dose and dose rate portable instruments for emergency radiation protection purposes.“, *Geneva*, 2015.
- [36] IEC - International Electrotechnical Commission, „IEC 61526: Radiation Protection Instrumentation - Measurement of Personal Dose Equivalents Hp(10) and Hp(0,07) for X, Gamma, Neutron and Beta Radiations - Direct Reading Personal Dose Equivalent Meters“, *Geneva*, 2010.

- [37] S. Landsberger i N. Tsoufanidis, *Measurement & Detection Of Radiation*. 2015.
- [38] „PTW internet stranice“. <https://www.ptwdosimetry.com/> (pristupljeno velj. 01, 2021).
- [39] J. Davis *i ostali*, „Tissue equivalence of diamond for heavy charged particles“, *Radiation Measurements*, sv. 122, 2019, doi: 10.1016/j.radmeas.2019.01.002.
- [40] E. Radiation, „Radiation protection no 160: Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation“, izd. 160, 2009.
- [41] C. Wernli i J. Kahilainen, „Direct Ion Storage Dosimetry Systems for Photon, Beta and Neutron Radiation with Onstant Readout Capabilities“, *Radiation Protection Dosimetry*, sv. 96, izd. 1–3, str. 255–259, 2001.
- [42] „LND internet stranice“. [www.lndinc.com](http://www.lndinc.com)
- [43] L. Cerrito, *Radiation and Detectors*, 1. izd. Springer International Publishing, 2017.
- [44] D. Renker i E. Lorenz, „Advances in solid state photon detectors“, *Journal of Instrumentation*, sv. 4, izd. 4, 2009, doi: 10.1088/1748-0221/4/04/P04004.
- [45] P. Scoullar, C. McLean, i R. Evans, „Real Time Pulse Pile-up Recovery in a High Throughput Digital Pulse Processor“, *AIP Conference Proceedings*, sv. 1412, 2011, doi: 10.1063/1.3665324.
- [46] M. Hodgson, „An Investigation into Silicon PIN Diode Detectors for Dosimetry Applications by“, PhD Thesis, 2010. [Na internetu]. Dostupno na: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.469.3110&rep=rep1&type=pdf>
- [47] C. Chien-Rong i J. Shiang-Huei, „Energy response and filter compensation of PIN Si photodiode for personal dosimetry application“, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, sv. 40, izd. 4, str. 857–862, 1993.
- [48] „Recomendations of the international comission on radiological protection“, International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU 47, 1950.
- [49] M. Razeghi, *Technology of quantum devices*. 2010. doi: 10.1007/978-1-4419-1056-1.
- [50] S. Wei, „Readout Electronics for Silicon Photomultipliers“, 2010.
- [51] H. T. van Dam *i ostali*, „A Comprehensive Model of the Response of Silicon Photomultipliers“, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, sv. 57, izd. 4, str. 2254–2266, kol. 2010, doi: 10.1109/TNS.2010.2053048.
- [52] F. Villa, Y. Zou, A. D. Mora, A. Tosi, i F. Zappa, „SPICE Electrical Models and Simulations of Silicon Photomultipliers“, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, sv. 62, izd. 5, str. 1950–1960, lis. 2015, doi: 10.1109/TNS.2015.2477716.
- [53] J. Rosado, „Modeling the Nonlinear Response of Silicon Photomultipliers“, *IEEE Sensors J.*, sv. 19, izd. 24, str. 12031–12039, pros. 2019, doi: 10.1109/JSEN.2019.2938018.
- [54] B. Dolgoshein *i ostali*, „Status report on silicon photomultiplier development and its applications“, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, sv. 563, str. 368–376, 2006, doi: 10.1016/j.nima.2006.02.193.
- [55] „Plansee internet stranice“. <https://www.plansee.com> (pristupljeno velj. 01, 2021).
- [56] N. Barrie Smith i A. Webb, *Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications*, 1. izd. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 2011.
- [57] „A General Monte Carlo N-Particle (MCNP) Transport Code“. <https://mcnp.lanl.gov/> (pristupljeno sij. 28, 2020).
- [58] S. Agostinelli *i ostali*, „GEANT4 - A simulation toolkit“, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, sv. 506, 2003, doi: 10.1016/S0168-9002(03)01368-8.
- [59] International Organization for Standardization, „ISO 4037-1:1996: X and gamma reference radiation for calibrating doseimeters and doserate meters and for determining

- their response as a function of photon energy – Part 1: Radiation characteristics and production methods“. 1996.
- [60] M. Ginjaume, T. Bolognese-Milsztajn, M. Luszik-Bhadra, F. Vanhavere, W. Wahl, i A. Weeks, „Overview of active personal dosimeters for individual monitoring in the European Union“, u *Radiat. Prot. Dosim.*, 2007, sv. 125, izd. 1–4, str. 261–266. doi: 10.1093/rpd/ncl136.
- [61] U. Ankerhold, O. Hupe, i P. Ambrosi, „Deficiencies of active electronic radiation protection dosimeters in pulsed fields“, *Radiat. Prot. Dosim.*, sv. 135, izd. 4, str. 149–153, 2009, doi: 10.1093/rpd/ncp099.
- [62] I. Clairand *i ostali*, „Use of active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology: Tests in laboratory conditions and recommendations - ORAMED project“, 2011. doi: 10.1016/j.radmeas.2011.07.008.
- [63] N. Kržanović, M. Živanović, O. Ciraj-Bjelac, D. Lazarević, S. Čeklić, i S. Stanković, „Performance testing of selected types of electronic personal dosimeters in X-And gamma radiation fields“, *Health Physics*, sv. 113, izd. 4, str. 252–261, 2017, doi: 10.1097/HP.0000000000000704.
- [64] S. Friedrich i O. Hupe, „Testing different area dosimeters concerning their behaviour in pulsed radiation fields“, *Radiat. Prot. Dosim.*, sv. 182, izd. 4, str. 480–487, 2019, doi: 10.1093/rpd/ncy105.
- [65] M. Foster i D. Ramsden, „A compact neutron detector based on the use of a SiPM detector“, *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, str. 1882–1886, 2008, doi: 10.1109/NSSMIC.2008.4774758.
- [66] F. Risigo *i ostali*, „SiPM technology applied to radiation sensor development“, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, sv. 607, izd. 1, str. 75–77, 2009, doi: 10.1016/j.nima.2009.03.209.
- [67] H. Yoo, S. Joo, S. Yang, i G. Cho, „Optimal design of a CsI(Tl) crystal in a SiPM based compact radiation sensor“, *Radiation Measurements*, sv. 82, str. 102–107, 2015, doi: 10.1016/j.radmeas.2015.08.002.
- [68] P. Buzhan, A. Karakash, i Yu. Teverovskiy, „Silicon Photomultiplier and CsI(Tl) scintillator in application to portable H\*(10) dosimeter“, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.*, sv. 912, str. 245–247, pros. 2018, doi: 10.1016/j.nima.2017.11.067.
- [69] T. Michel, M. Bohnel, J. Durst, P. Sievers, i G. Anton, „Low energy dosimetry with photon counting pixel detectors such as medipix“, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, sv. 56, izd. 2, str. 417–423, 2009, doi: 10.1109/TNS.2009.2015229.
- [70] „Medipix suradnja - web stranice“. <https://medipix.web.cern.ch/> (pristupljeno lis. 10, 2020).
- [71] W. S. Wong *i ostali*, „A pixel detector ASIC for dosimetry using time-over-threshold energy measurements“, *Radiat. Meas.*, sv. 46, str. 1619–1623, 2011.
- [72] E. Conti *i ostali*, „Use of a CMOS image sensor for an active personal dosimeter in interventional radiology“, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, sv. 62, izd. 5, str. 1065–1072, 2013, doi: 10.1109/TIM.2012.2223331.
- [73] D. Passeri *i ostali*, „RAPS: An innovative active pixel for particle detection integrated in CMOS technology“, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, sv. 518, izd. 1–2, str. 482–485, 2004, doi: 10.1016/j.nima.2003.11.063.
- [74] L. Servoli *i ostali*, „Test of a MAPS realized in standard non-epitaxial CMOS 0.18  $\mu$  m technology“, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, sv. 581, izd. 1-2 SPEC. ISS., str. 335–338, 2007, doi: 10.1016/j.nima.2007.07.139.

- [75] J. J. Cogliati, K. W. Derr, i J. Wharton, „Using CMOS Sensors in a Cellphone for Gamma Detection and Classification“, 2014, [Na internetu]. Dostupno na: <http://arxiv.org/abs/1401.0766>
- [76] K. R.-D. R. Mathias i H. Christoph, *Patent: Electronic device, in particular mobile telephone, for detecting radiation*. 2015.
- [77] A. Zang *i ostali*, „The Dosepix detector—an energy-resolving photon-counting pixel detector for spectrometric measurements“, *Journal of Instrumentation*, sv. 10, izd. 04, str. C04015–C04015, 2015, doi: 10.1088/1748-0221/10/04/C04015.
- [78] P. Rubovic *i ostali*, „Timepix detector as a tool for X-ray and gamma dosimetry“, *Radiat. Meas.*, sv. 107, str. 39–42, 2017.
- [79] L. Servoli *i ostali*, „Real-time wireless personal dosimeter for Interventional Radiology Procedures“, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, lis. 2018, doi: 10.1016/j.nima.2018.10.184.
- [80] N. Kržanović, K. Stanković, M. Živanović, M. Đaletić, i O. Ciraj-Bjelac, „Development and testing of low cost radiation protection instrument based on an energy compensated Geiger-Muller Tube“, *Radiat. Phys. Chem.*, sv. 164, 2019.
- [81] S. Singh i M. S. Kulkarni, „Development of a detector for the measurement of ambient dose equivalent,  $H^*(10)$  at low and medium photon energies“, *Applied Radiation and Isotopes*, sv. 148, tra. 2019, doi: 10.1016/j.apradiso.2019.03.042.
- [82] H. Zutz, O. Hupe, P. Ambrosi, i J. Klammer, „Determination of relevant parameters for the use of electronic dosimeters in pulsed fields of ionizing radiation“, *Radiat. Prot. Dosim.*, sv. 151, str. 403–410, 2012, doi: 10.1093/rpd/ncs027.
- [83] P. Ambrosi, M. Borowski, i M. Iwatschenko, „Considerations concerning the use of counting active personal dosimeters in pulsed fields of ionising radiation“, *Radiat. Prot. Dosim.*, sv. 139, str. 483–493, 2010, doi: 10.1093/rpd/ncp286.
- [84] K. Helbig i J. Henniger, „Dead-time losses in pulsed radiation field“, *Radiat. Meas.*, sv. 47, str. 383–388, 2012, doi: 10.1016/j.radmeas.2012.03.002.
- [85] „ThermoFisher Scientific FH 40 G“. <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/4254002#/4254002> (pristupljeno sij. 21, 2021).
- [86] Luka Pavelić, Igor Lacković, M. Mihić Surić, i I. Prlić, „SiPM-based detector for high resolution measurements in pulsed radiation fields“, *IEEE Trans Instrum Meas*, doi: 10.1109/TIM.2020.3023203.
- [87] J. H. Lee, I. Kim, i H. D. Choi, „On the dead time problem of a GM counter“, *Applied radiation and isotopes: including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry and medicine*, sv. 67, str. 1094–8, 2009, doi: 10.1016/j.apradiso.2009.01.074.
- [88] „Amcryst web pages“. [Online]. Available: <http://www.amcryst.com/> (pristupljeno velj. 10, 2020).
- [89] „AdvanSiD ASD-NUV4S-P SiPM tehničke specifikacije“. Pristupljeno: sij. 21, 2021. [Na internetu]. Dostupno na: [http://advansid.com/attachment/get/up\\_28\\_1432731773.pdf](http://advansid.com/attachment/get/up_28_1432731773.pdf)
- [90] C. Piemonte, „A new silicon photomultiplier structure for blue light detection“, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, sv. 568, izd. 1, str. 224–232, 2006, doi: 10.1016/j.nima.2006.07.018.
- [91] M. Mazzillo *i ostali*, „Electro-Optical Performances of p-on-n and n-on-p Silicon Photomultipliers“, *Electron Devices, IEEE Transactions on*, sv. 59, str. 3419–3425, pros. 2012, doi: 10.1109/TED.2012.2218250.
- [92] „Advansid web pages“. [www.advansid.com](http://www.advansid.com) (pristupljeno sij. 04, 2020).

- [93] G. Adamo *i ostali*, „Silicon Photomultipliers Signal-to-Noise Ratio in the Continuous Wave Regime“, *IEEE J. Sel. Topics Quantum Electron.*, sv. 20, izd. 6, str. 284–290, stu. 2014, doi: 10.1109/JSTQE.2014.2346489.
- [94] F. Acerbi *i ostali*, „High Efficiency, Ultra-High-Density Silicon Photomultipliers“, *IEEE J. Sel. Topics Quantum Electron.*, sv. 24, izd. 2, str. 1–8, ožu. 2018, doi: 10.1109/JSTQE.2017.2748927.
- [95] „SPICE-based analog simulation program - TINA-TI“. <https://www.ti.com/tool/TINA-TI> (pristupljeno sij. 28, 2021).
- [96] D. Marano *i ostali*, „Improved SPICE electrical model of silicon photomultipliers“, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, sv. 726, str. 1–7, 2013, doi: 10.1016/j.nima.2013.05.127.
- [97] „ICRP Publication 74: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation“, *Annals of the ICRP*, sv. 26, izd. 3, 1996.
- [98] D. Bartlett i G. Dietze, „ICRU operational quantities“, *Radiation protection dosimetry*, sv. 139, str. 475–6, 2010, doi: 10.1093/rpd/ncq123.
- [99] G. Gualdrini i B. Morelli, „Air kerma to personal dose equivalent conversion factors for ICRU and ISO recommended slab phantoms for photons from 20 keV to 1 MeV“, Italy, 1120–5555, 1996. [Na internetu]. Dostupno na: [http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig\\_q=RN:28025097](http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:28025097)
- [100] T. Otto *i ostali*, „The ICRU Proposal for New Operational Quantities for External Radiation“, *Radiation protection dosimetry*, sv. 180, str. 1–7, 2017, doi: 10.1093/rpd/ncx243.
- [101] D. Bartlett *i ostali*, „ICRU Review of Operational Quantities for External Radiation Exposure-Options for a Modified System“. EURADOS.
- [102] J. McCaffrey, H. Shen, B. Downton, i E. Mainegra-Hing, „Radiation attenuation by lead and nonlead materials used in radiation shielding garments“, *Medical physics*, sv. 34, str. 530–7, 2007, doi: 10.1118/1.2426404.
- [103] STEP, „User manual: Survey meter OD-02“, izd. July, str. 1–30, 2016.
- [104] R. Pagano *i ostali*, „Dark Current in Silicon Photomultiplier Pixels: Data and Model“, *IEEE Trans. Electron Devices*, sv. 59, izd. 9, str. 2410–2416, ruj. 2012, doi: 10.1109/TED.2012.2205689.
- [105] „Rigol web stranice“. <https://www.rigolna.com/> (pristupljeno sij. 28, 2021).
- [106] I. Antcheva *i ostali*, „ROOT-A C++ framework for petabyte data storage, statistical analysis and visualization“, *Computer Physics Communications*, sv. 182, izd. 6, str. 1384–1385, 2011, doi: 10.1016/j.cpc.2011.02.008.
- [107] „RTI Black Piranha specifikacije“. RTI Group, Švedska. Pristupljeno: velj. 02, 2021. [Na internetu]. Dostupno na: [https://rtigroup.com/content/downloads/brochures/Piranha\\_Specifications\\_2018.pdf](https://rtigroup.com/content/downloads/brochures/Piranha_Specifications_2018.pdf)
- [108] Avanttec, „Guidelines for shielding of x-ray installation“. Pristupljeno: velj. 01, 2021. [Na internetu]. Dostupno na: <http://www.avanttec.net/>
- [109] H. Al Kanti, O. El Hajjaji, T. El Bardouni, H. Boukhal, i M. Mohammed, „Conversion coefficients calculation of mono-energetic photons from air-kerma using Monte Carlo and Analytical Methods“, *Journal of King Saud University - Science*, sv. 32, str. 288–293, 2018, doi: 10.1016/j.jksus.2018.05.007.
- [110] J. Klammer, J. Roth, i O. Hupe, „Novel Reference Radiation Fields for Pulsed Photonradiation Installed at PTB“, *Radiat. Prot. Dosim.*, sv. 151, izd. 3, str. 478–482, tra. 2012, doi: 10.1093/rpd/ncs043.

## ŽIVOTOPIS

Luka Pavelić rođen je 1989. u Zagrebu. Nakon završetka I. tehničke škole Tesla upisuje integrirani prediplomski i diplomski studij fizike i informatike na Fizičkom odsjeku Prirodoslovno-matematičkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Tijekom studija pokazuje interes za nuklearnu instrumentaciju i elektrotehniku. Nakon završetka studija, 2014. godine nastavlja s radom na istom fakultetu kao asistent u naslovnom zvanju. Godine 2016. zapošljava se u Laboratoriju za nuklearnu fiziku Fizičkog odsjeka Prirodoslovno-matematičkog fakulteta u Zagrebu na HAMAG-BICRO projektu pod nazivom “Provjera koncepata za polarizacijsku pozitronsku emisijsku tomografiju”. Završetkom projekta, 2017. godine zapošljava se na trenutno radno mjesto asistenta na Institutu za medicinska istraživanja i medicinu rada u Jedinici za dozimetriju zračenja i radiobiologiju te upisuje doktorski studij elektrotehnike na Fakultetu elektrotehnike i računarstva Sveučilišta u Zagrebu. Osim rada na doktorskom istraživanju, aktivan je u znanstvenim i stručnim djelatnostima Jedinice. Na Fizičkom odsjeku Prirodoslovno-matematičkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu sudjeluje u nastavi kao asistent na kolegiju Računalni praktikum 2 te kao istraživač na projektu Hrvatske zaklade za znanost naziva "Jednoslojni polarimetar gama zračenja za primjene u medicinskom oslikavanju i za temeljna istraživanja u fizici (SiLGaP)" pod vodstvom prof. dr. sc. Mihaela Makeka. Sudjeluje kao istraživač na internim projektima Instituta za medicinska istraživanja i medicinu rada: “Termometrija, termografija i sensorika elektromagnetskog zračenja u medicini” i “Razvoj senzora UV zračenja”. Član je upravnog odbora Hrvatskog nuklearnog društva, redovni član Hrvatskog društva za biomedicinsko inženjerstvo i medicinsku fiziku, Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja, IEEE *Nuclear and Plasma Sciences Society*, IEEE *Engineering in Medicine and Biology Society* i pridruženi je član Europskog udruženja za dozimetriju zračenja – EURADOS.



Radovi u znanstvenim časopisima:

1. **L. Pavelić**, I. Lacković, M. Surić Mihić, I. Prlić (2021). SiPM-based detector for high resolution measurements in pulsed radiation fields. *IEEE T Instrum Meas*, vol. 70, pp. 1-8, 2021, Art no. 2001208, doi: 10.1109/TIM.2020.3023203. – **Iz područja doktorskog istraživanja**
2. M. Makek, D. Bosnar, A. M. Kožuljević, **L. Pavelić** (2020) Investigation of GaGG:Ce with TOFPET2 ASIC Readout for Applications in Gamma Imaging Systems, *Crystals*, 10(12), 1073, doi: 10.3390/cryst10121073
3. M. Surić Mihić, R. Bernat, J. Šiško, M. Vojnić Kortmiš, **L. Pavelić**, I. Prlić, N. Mišak. (2020) Hand monitoring in nuclear medicine departments in Croatia – first results, *Nucl. Technol. Radiat. Prot.*, 35, 82-86, 10.2298/NTRP2001082S.
4. M. Surić Mihić, I. Bešlić, S. Davila, G. Marović, **L. Pavelić**, J. Senčar. (2020) Estimation of airborne <sup>106</sup>Ru activity concentration from total beta activity of PM10 particle fractions, *Radiat Prot Dosimetry*, 10.1093/rpd/ncaa067.
5. M. Surić Mihić, **L. Pavelić**, M. Vojnić Kortmiš, J. Šiško, N. Maltar-Strmečki, I. Prlić (2020) 3D-printed eye lens dosimeter holder for use in interventional radiology and interventional cardiology. *Radiat. Meas.*, 135, 106385, 10.1016/j.radmeas.2020.106385.
6. M. Makek, D. Bosnar, **L. Pavelić** (2020). Single-layer Compton detectors for measurement of polarization correlations of annihilation quanta. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.*, 10.1016/j.nima.2019.162835
7. **L. Pavelić**, I. Lacković, M. Surić Mihić, I. Prlić (2020). A technology overview of active ionizing radiation dosimeters for photon fields. *Radiat. Prot. Dosim.*, 10.1093/rpd/ncz294 – **Iz područja doktorskog istraživanja**
8. M. Makek, D. Bosnar, **L. Pavelić** (2019). Scintillator Pixel Detectors for Measurement of Compton Scattering. *Condens. Matter*, 10.3390/condmat4010024.
9. M. Makek, D. Bosnar, V. Gačić, **L. Pavelić**, P. Šenjug. and P. Žugec. (2017). Performance of Scintillation Pixel Detectors with MPPC Read-out and Digital Signal Processing. *Acta Physica Polonica B*, 2017, 10.5506/APhysPolB.48.1721

10. I. Prlić, A. Mostečak, M. Surić Mihić, Ž. Veinović and **L. Pavelić** (2017). Radiological risk assessment: an overview of the ERICA Integrated Approach and the ERICA Tool use. *Archives of Industrial Hygiene and Toxicology*, 2017,10.1515/aiht-2017-68-3020
11. D. Bosnar, B. Đurđević, **L. Pavelić** and S. Bosnar. (2015). Triple coincidence PALS setup based on fast pulse digitizers. *Journal of Physics: Conference Series*, 10.1088/1742-6596/618/1/012044

Konferencije:

1. **Pavelić L.**, T. Vukušić Pavičić, I. Prlić, J. Šiško, M. Surić Mihić. Measurements of Ionizing and Non-ionizing Electromagnetic Radiation Generated by High Voltage Plasma Discharge Device, 3. Međunarodni kongres o sigurnosti i kvaliteti hrane, Virtualni kongres, 10.-13. 11. 2020. Usmena prezentacija.
2. **L. Pavelić**, M. Surić Mihić, I. Lacković, I. Prlić. Design of energy compensation filter for Na(Tl) scintillation crystals: preliminary findings. The 4th European Radiation Protection Week, Stockholm, Sweden, 14.-18. 10. 2019. Posterska prezentacija – **Iz područja doktorskog istraživanja**
3. **L. Pavelić**, I. Lacković, M. Surić Mihić, I. Prlić. SiPM-based detector for high resolution measurements in pulsed radiation fields: preliminary findings. *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record Manchester*, UK, 2020. 10.1109/NSS/MIC42101.2019.9060057.  
IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, and the International Symposium on Room Temperature Semiconductor Detectors, Manchester, UK, 26.10. – 2.11. 2019 – **Iz područja doktorskog istraživanja**
4. **L. Pavelić**, I. Lacković, M. Surić Mihić, M. Hajdinjak, I. Prlić. Development and simulation of dosimetric acquisition electronics for scintillation detectors. 12th Symposium of the Croatian radiation protection association with international participation, Varaždin, Croatia, 10.-12.4. 2019 – **Iz područja doktorskog istraživanja**
5. **L. Pavelić**, M. Surić Mihić, I. Prlić, I. Lacković. Development of a compact SiPM-based gamma and X-ray detector for dose rate measurements. 3rd European Radiological Protection Research Week, Croatia 1.-5. 10. 2018. Usmena prezentacija. – **Iz područja doktorskog istraživanja**

## BIOGRAPHY

Luka Pavelić was born in 1989 in Zagreb. Upon graduating from 1st Technical School Tesla high school he enrolls in integrated B.Sc and M.Sc Physics and computer science programme at University of Zagreb, Faculty of Science, Department of Physics. During his studies he shows interest towards nuclear instrumentation and electronic engineering. After graduating, in 2014 he continued to work at the same faculty as teaching assistant. In 2016, he was employed in the Laboratory for Nuclear Physics of the Department of Physics at Faculty of Science in Zagreb on the HAMAG-BICRO project entitled "Investigating concepts for polarization positron emission tomography". Upon completion of the project, in 2017 he was employed as research assistant at the Institute for Medical Research and Occupational Health in the Radiation Dosimetry and Radiobiology Unit and enrolled in doctoral studies in electrical engineering at the Faculty of Electrical Engineering and Computing, University of Zagreb. In addition to his work on doctoral research, he is active in the scientific and professional activities of the Unit. At the Department of Physics, Faculty of Science, University of Zagreb, he participates in teaching as teaching assistant and as a researcher on a project of the Croatian Science Foundation called "Single Layer Gamma-Ray Polarimeter for Medical Imaging Applications and Fundamental Physics Research (SiLGaP)" under the leadership of prof. dr. sc. Mihael Makek. He participates as a researcher in the internal projects of the Institute for Medical Research and Occupational Health: "Thermometry, thermography and sensors of electromagnetic radiation in medicine" and "Development of UV radiation sensors". He is a member of the board of the Croatian Nuclear Society, a regular member of the Croatian Biomedical Engineering and Medical Physics Society, the Croatian Society for Radiation Protection, IEEE Nuclear and Plasma Sciences Society, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and an associate member of the The European Radiation Dosimetry Group - EURADOS.